

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

HUDSON RENATO DE PAULA OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS ISOCINÉTICOS DA ARTICULAÇÃO DO
OMBRO DE ATLETAS DE BASQUETE EM CADEIRA DE RODAS: HÁ
CORRELAÇÃO COM A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL?**

VITÓRIA

2017

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP) (Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil) Bibliotecária: Perla Rodrigues Lôbo – CRB-6 ES-000527/O

Oliveira, Hudson Renato de Paula, 1972-

O48a Avaliação de parâmetros isocinéticos da articulação do ombro de atletas de basquete em cadeira de rodas : há correlação com a classificação funcional? / Hudson Renato de Paula Oliveira. – 2017.

67 f. : il.

Orientador: Rodrigo Luiz Vancini.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Educação Física e Desportos.

1. Basquetebol em cadeira de rodas. 2. Atletas deficientes. 3. Articulação dos ombros. I. Vancini, Rodrigo Luiz. II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Educação Física e Desportos. III. Título.

CDU: 796

HUDSON RENATO DE PAULA OLIVEIRA

Laboratório de Força e Condicionamento (LAFEC), Centro de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Espírito Santo – UFES, Vitória/ES.

AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS ISOCINÉTICOS DA ARTICULAÇÃO DO OMBRO DE ATLETAS DE BASQUETE EM CADEIRA DE RODAS: HÁ CORRELAÇÃO COM A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL?

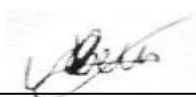
Trabalho para qualificação apresentado ao Programa de Pós-graduação em Educação Física do Centro de Educação Física e Desportos da Universidade Federal do Espírito Santo.

Avaliado em: ____ de ____ de ____.

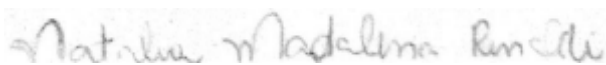
BANCA EXAMINADORA



Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Luiz Vancini (UFES)



Prof.ª. Dr.ª Natalia Madalena Rinaldi (UFES)



Prof.ª. Dr.ª. Marcella de Castro Campos Velten (UFES)

DEDICATÓRIA

À minha mãe Iracilda Cândida de Paula Oliveira.

À minha esposa Josiane Carla Zucateli.

Às minhas filhas: Isadora de Paula Oliveira Brito, Iolanda de Paula Brito Oliveira e Marina Zucateli de Paula Oliveira.

Ao meu professor Rodrigo Luiz Vancini

À minha professora Karine Jacon Sarro.

Ao meu primeiro professor de Educação Física Robson Fernando Barbosa Wetler.

AGRADECIMENTOS

À Deus ...

À minha família, meus pais, Almir Nascimento e em especial a minha mãe Iracilda Cândida de Paula Oliveira, que a mais de 4 décadas tem me ajudado a dar vida aos meus personagens, projetos, sonhos e realidades.

À minha esposa Josiane Carla, minha parceira, “minha vida”.

Às minhas filhas.

Ao meu orientador Prof. Dr. Rodrigo Luiz Vancini, à quem cultivo um grande respeito, pela disponibilidade constante e pelas sugestões fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho, disponibilizando ferramentas e procedimentos que contribuíram sobre maneira para o meu crescimento profissional e acadêmico.

À Profª. Drª. Karine Jacon Sarro, por abrir as portas do laboratório “antes de tudo” e compartilhar conhecimento ímpar.

À Profª. Drª. Marília dos Santos Andrade, que ao dividir seu conhecimento oportunizou direta e indiretamente, uma mudança sem precedentes na produção acadêmica e científica para a linha de pesquisa de Pós graduação em esportes paralímpicos e atletas máster.

Ao Prof. Dr. Claudio André Barbosa de Lira, pelos auxílios luxuosos nos 47’do segundo tempo, convivência harmônica, trabalho em conjunto e ótimas resenhas que ficarão eternizadas.

Ao Prof. Martoni, figura competente sempre á frente de seu tempo.

Prof.Dr.Luiz Claudio Ventura figura incomensurável para o paradesporto capixaba.

Aos colegas professores Mestres, em especial aos **Bimorianos** Kuxa, Grazy e Francisco (2015-2016); **Lafexanos**: Mestre Vitão e Mestre Weverton; Mestrandos recém chegados **Lafequianos**: Leonardo e Henrique, a ex-IC graduadíssima Caroline Binow e veteranos e novatos **Lafibianos**: (todos).

Aos Doutorandos: Joctan, Karla, Léo, Rodrigo e Rafa e aos Doutores professores do NUPEM.

Às equipes de Basquete e Rugby em cadeira de rodas e familiares dos atletas, pela disponibilidade e exemplo diário de superação e enfrentamento da vida.

Às federações Capixabas de Bodyboard, Canoa Haviana, Atletismo e Tiro com Arco,CPB e IPC, bem como seus atletas, meu muito obrigado.

Às amigas que foram construídas no NUPEM: Priscila, Prof.Me.Amarilton, Prof.Me.Diego,Srª.Zenobia E Srª Ana Paula.

Pelos dias ruins, pelos momentos maus, pelas aventuras, desventuras, auxílios, conversas, descontentamento meu obrigado, Obrigado aos contribuintes capixabas por viabilizar o fomento da minha e de tantas bolsas de estudo.

Às Assembleias Legislativas de São Paulo e Espírito Santo, assim como a Câmara de Vereadores de Vitória/ES e Paróquia Nossa Senhora da Consolação e Correia, Engenho Novo, Rio de Janeiro, agradeço pelas fotocópias.

À Universidade Federal do Espírito Santo-UFES

Pela amizade, por me encorajarem durante mestrado, pelas diversas perguntas e pela paciência, pela amizade e de modo especial por confiarem no meu trabalho.

Aos amigos e pessoas que estiverem direta ou indiretamente presentes nessa caminhada, pela torcida e apoio durante a realização deste trabalho.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Volume de ação da classe 1.0	18
Figura 2 volume de ação da classe funcional 2,0	19
Figura 3 Volume de ação da classe funcional 3.0	20
Figura 4 referente as características da estabilização passiva por membro residual, na classe funcional 3.0 (adaptado de www.iwbf.org).....	21
Figura 5 Referente a estabilidade passiva no membro residual na classe 3.5 (adaptado de www.iwbf.org)	21
Figura 6 Volume de ação da classe funcional 4.0	22
Figura 7 Referente a estabilidade passiva no membro residual 4.0 (adaptado de www.iwbf.org)	23
Figura 8 Volume de ação da classe funcional 4,5	23
Figura 9 Referente a estabilidade passiva no membro residual 4.5 (adaptado de www.iwbf.org)	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características gerais da amostra de atletas de BCR.	34
Tabela 2 : Características da amostra de acordo com o gênero de atletas de BCR.	34
Tabela 4: Perfil relacionado à lesão (etiologia, nível e tipo) e classe funcional de jogadores de BCR do gênero feminino (n = 10).	36
Tabela 5: Resultados obtidos para a velocidade de $60^{\circ}/s^{-1}$ de rotadores internos (RI) e externos (RE) para os lados dominante (D) e não dominante (ND) de jogadores de BCR, Δ (valor delta %) e valor percentual índice de Fadiga (IF).	37
Tabela 6: Resultados obtidos para a velocidade de $240^{\circ}/s^{-1}$ de rotadores internos (RI) e externos (RE) quando da comparação dos lados dominante (D) vs. não dominante (ND) de jogadores de BCR.	38
Tabela 7: Correlações (coeficiente de Pearson) obtidas entre as variáveis isocinéticas de rotadores internos (RI) e externos (RE) para o lado dominante (D) e não dominante (ND) com a classificação funcional de jogadores de BCR para a velocidade de $60^{\circ}/s^{-1}$	39
Tabela 8: Correlações obtidas (coeficiente de Pearson) entre as variáveis isocinéticas de rotadores internos (RI) e externos (RE) para os lados dominante (D) e não dominante (ND) com a classificação funcional de jogadores de BCR para a velocidade de $240^{\circ}/s^{-1}$	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AA- Acidente Automobilístico

BCR -Basquetebol em Cadeira De Rodas

CF- Classificação Funcional

DJ- Desarticulação do Joelho

IB- Infecção Bacteriana

IPC- Comitê Paraolímpico Internacional

IWBF -Federação Internacional de Basquetebol em Cadeira de Rodas

L- Lombar

LM- Lesão Muscular

MAR- Mergulho em Água Rasa

OMT- Osteomielite

PV- Poliovírus

QA- Queda de Árvore

SN- Sequela Neurológica

SRC- Síndrome de Rubéola Congênita

TT-Transtibial

TF-Transfemural

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
1.2 Justificativa	12
1.3 Objetivos	13
1.3.1 Objetivo Geral	13
1.3.2 Objetivo específico.....	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Classificação funcional	13
2.1.2 Classificação funcional do BCR	16
2.2 Dinamômetro isocinético	24
2.2.1 Pico de torque.....	27
2.2.2 Tempo de pico de torque	27
2.2.3 Trabalho	27
2.2.4 Potência	28
2.2.5 Índice de fadiga	28
2.2.6 Relação agonista/antagonista	28
2.2.7 Índice de déficit contralateral	29
2.3 Ombro.....	29
3 METODOLOGIA.....	31
3.1 Casuística	31
3.2 Dinamometria isocinética	32
3.3 Análise estatística	33
4 RESULTADOS	33
4.1 Características gerais da amostra	34
4.2 Variáveis isocinéticas	37
4.3 Correlação entre as variáveis isocinéticas e a classificação funcional de atletas de BCR	39
5 DISCUSSÃO	41
6 CONCLUSÃO.....	46

6.1 Aplicações práticas	46
6.2 Limitações do estudo	46
6.3 Considerações finais	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48
ANEXO A- aprovação do cep	63
ANEXO-B (termo de consentimento livre e esclarecido)	64

RESUMO

INTRODUÇÃO: O basquetebol em cadeira de rodas (BCR) é um dos esportes paralímpicos mais populares na atualidade. Dentre os benefícios de sua prática podemos citar a melhora da função e capacidade física, dos níveis de força muscular e da qualidade de vida de forma geral. **OBJETIVO:** Avaliar parâmetros isocinéticos (PI) da articulação do ombro de atletas de BCR e correlacionar com os níveis de classificação funcional (CF). **MÉTODOS:** Trata-se de um estudo transversal, numa amostra por conveniência composta de 22 atletas de BCR (12 homens e 10 mulheres) com diferentes tipos de lesão e afecções. Para as avaliações isocinéticas utilizamos um dinamômetro eletromecânico. A articulação avaliada foi a do ombro nos lados dominante (D) e não dominante (ND) nas velocidades angulares de 60 e 240°/s⁻¹ em rotação interna e externa. A classificação funcional dos atletas foi determinada de acordo com parâmetros (testes funcionais, avaliações médicas e avaliações em situações de jogo) utilizados internacionalmente pelo comitê paralímpico internacional (IPC) e international wheelchair basketball federation (IWBF). **RESULTADOS:** Em nossos principais achados nenhuma das variáveis relativas demonstrou uma forte associação à 60°/s⁻¹ e à 240°/s⁻¹. No entanto, na velocidade de 240°/s⁻¹ foi possível observar uma tendência positiva moderada na variável relativa Tempo de Pico de Torque-dominante em rotação externa ($r = 0,5$) e na variável relativa Índice de fadiga membro dominante em rotação interna ($r = -0,5$) uma associação negativa moderada. **CONCLUSÃO:** A CF dos atletas de BCR não se correlacionou de forma expressiva com PI da articulação do ombro. No entanto, tendo em vista a ampla variabilidade de fatores (tipo de lesão, etiologia, nível da lesão, tempo de lesão, gênero e etc...), a interpretação dos nossos achados precisa ser feita com cautela. Estudos futuros, realizados em amostras mais homogêneas talvez possam produzir resultados mais satisfatórios.

Palavras-chaves: basquete em cadeira de rodas, isocinético, classe funcional, ombro

ABSTRACT

Wheelchair basketball (WB) is the most popular paralympic sports. Among the benefits of its practice, we can mention an improvement in function and physical capacity, strength and quality of life in general. To evaluate isokinetic parameters (IP) of the shoulder joint in WB athletes and to correlate with sport class (SC). METHODS: This was a cross-sectional study, a convenience sample of 22 WB athletes (12 men and 10 women) with different types of injuries and affections. For the isokinetic evaluation, an electromechanical dynamometer is used. A joint evaluated for the shoulder on the dominant (D) and non-dominant (ND) sides at angular velocities of 60 and 240 ° / s⁻¹ in internal rotation (IR) and external rotation (ER). A SC was determined according to the parameter (functional tests, medical evaluations and evaluations in game situations), International Paralympic Committee (IPC) and international federation of wheelchair basketball (IWBF). RESULTS: Our main findings, which are a strong association at 60 ° / s⁻¹ and at 240 ° / sec⁻¹. ($R = 0.5$) and in the relative variable *work fatigue* -D-IR ($r = -0.5$). However, at the velocity of 240 ° / s⁻¹ for a *time to peak torque* -D-ER a moderate negative association. CONCLUSION: The SC of the WB athletes did not correlate expressively with IP of the shoulder joint. However, in view of a wide variability of factors (type of injury, etiology, level of injury, time of injury, gender etc.), an interpretation of our findings needs to be made with caution. Future studies, performed on more homogeneous samples to produce more satisfactory results.

1 INTRODUÇÃO

Anualmente, a participação de pessoas com deficiência praticando esportes cresce, principalmente após o principal evento voltado para pessoas com deficiência, ocorrido no Brasil, os Jogos Paralímpicos do Rio 2016. Os números referentes aos eventos paralímpicos comprovam este sucesso, partindo de 400 atletas em Roma (1960), 4237 em Londres (2012) e 4350 no Rio de Janeiro (2016). Isto tornou os Jogos Paralímpicos o segundo maior evento esportivo do planeta a ponto do desempenho atlético dos paratletas ser contestado e associado, por exemplo, como uma vantagem mecânica ao competir com próteses (no caso dos amputados) e em alguns casos, atletas paralímpicos apresentarem desempenho “superior” aos atletas olímpicos. Nesse cenário está contido o basquetebol em cadeira de rodas (BCR) que é um dos esportes mais populares entre os esportes paralímpicos (ITURRICASTILLO; GRANADOS; YANCI 2015).

Com isso, o BCR experimenta a cada ano um aumento qualitativo e quantitativo em todos os aspectos esportivos, proporcionando benefícios que vão muito além da melhoria da capacidade física, já que, na maioria das vezes, ajuda a reduzir a depressão, melhora o convívio familiar, social e prolonga a expectativa de vida do indivíduo com deficiência (ALSCHULER; JENSEN; SULLIVAN-SINGH, 2013; ULLRICH; LINCOLN; TACKETT 2013).

O início desta história começou a ser contada em 1 de fevereiro de 1944, em uma vila no distrito de *Aylesbury*, no condado de *Buckinghamshire*, Inglaterra, no final da segunda guerra mundial, no Hospital para lesados medulares de *Stoke Mandeville*. Um médico alemão recém contratado, que se opôs ao regime político da época, Dr. *Ludwick Guttmann* acreditava que o esporte poderia ser uma boa ferramenta para pessoas com deficiências graves (advindas da guerra) alcançarem uma melhor qualidade de vida e retomarem sua independência (Frankel, 2012). *Ludwick Guttmann* percebeu que esporte desempenhava um papel de suma importância após a reabilitação de pessoas com deficiência e na maioria das vezes funcionava como um catalisador aumentando a confiança, independência e autoestima (GUTTMANN, 1979).

É preciso destacar que para se tornar um atleta de BCR o sujeito precisa passar por um protocolo de elegibilidade e classificação funcional, firmado pela federação internacional de BCR (*International Wheelchair Basketball Federation, IWBF*), através do qual o sujeito passa por uma avaliação criteriosa, recebendo pontos de acordo com uma da capacidade funcional motora, critérios médicos e avaliação da capacidade esportiva, seguindo uma escala ordinal que vai de 1.0 ponto (capacidade funcional mínima, graduada em 0,5 ponto) até 4.5 pontos (capacidade funcional máximo) (GIL et al., 2015).

Desta forma, o jogador com compatibilidade dos critérios de elegibilidade acima mencionados poderá fazer parte do seleto grupo de atletas de BCR e experimentar as mudanças fisiológicas causadas pela prática de esportes de alto rendimento, salvo os casos onde atinja capacidade funcional acima de 4,5 e abaixo de 1,0 ele não estará apto para a prática do BCR (MOLIK; KOSMOL; LASKIN 2010, 2013; MORGULEC-ADAMOWICZ et al., 2011).

Mesmo assim, o desempenho do atleta dependerá de sua relação entre desempenho físico, mobilidade e desempenho de jogo, onde esses últimos aspectos estão relacionados à “simbiose” atleta e cadeira de rodas (MASON et al., 2012, 2013). Isso é possível graças a uma cambagem de até 10° das rodas motrizes, 4 rodas extras, cintas de catraca para estabilizar o tronco, cintura, joelhos e os pés. Desta forma, há uma otimização das dimensões da cadeira de rodas, uma melhora do centro de gravidade do atleta reduzindo o momento angular de inércia tornam a cadeira muito responsiva para girar e ao mesmo tempo permite eficiência propulsiva, velocidade e capacidade de resposta de giro (COOPER; De LUIGI, 2014).

O BCR aproveita algumas das regras mais importantes do basquete convencional, com a mesma altura da cesta, dimensão da quadra e o implemento (bola), além disso um critério numérico limita e a soma das classificações dos atletas em quadra não pode exceder a 14 pontos. Essa regra faz com que haja um equilíbrio entre as equipes e o uso da cadeira de rodas no jogo quando o atleta toca a roda mais de duas vezes depois de receber ou driblar a bola (CAVEDON; ZANCANARO; MILANESE, 2015).

Não é de hoje o interesse em analisar a influência da classificação funcional em atletas de modalidades coletivas em cadeira de rodas, e devido à popularidade do BCR tem havido

um interesse crescente na compreensão dos aspectos fisiológicos e biomecânicos (IHARA; CEVALES; PINTO, 2000).

Novos estudos vêm buscando correlações com uma infinidade de fatores que possam ter associação com o resultado esportivo, habilidades esportivas e qualidade de vida destes atletas. Contudo, informações sobre os valores de referência de parâmetros isocinéticos para atletas BCR ou estudos sobre comportamento dos parâmetros fornecidos na dinamometria isocinética com base na classe funcional de atletas de BCR ainda não foram amplamente abordados, o que os torna um assunto de grande interesse (REINA 2014; TAYLOR; WILLIAMS 1995; WEISSLAND et al., 2015; CAVEDON et al., 2015).

Alguns estudos vêm utilizando a associação da classe funcional nos esportes adaptados, criando assim um panorama com uma variedade imensa de possíveis associações, por exemplo, entre o desempenho anaeróbio e aeróbio em testes de campo, variáveis somáticas e perfil metabólico (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010; GIL et al., 2015; MOLIK et al., 2013; WEISSLAND et al., 2015; YANCY; GRANADO; SOTERO, 2015).

Uma das tecnologias capazes de fornecer dados com padrão ouro de confiabilidade, que recentemente foi introduzida nas pesquisas com atletas do ambiente paralímpico, demonstrando ser uma forte aliada no treinamento paralímpico dentro da peculiaridade da classificação funcional é a dinamometria isocinética (IHARA et al., 2000; SILVA, ANDRADE, 2002; ZAWADZKI et al., 2010; TREVINO et al., 2014; MORRIEN et al., 2016).

Tendo em vista o leque de deficiências encontrada no BCR e os mais variados níveis funcionais dos jogadores, podemos hipotetizar (H_0) a existência de uma correlação (diretamente proporcional) entre a classificação funcional (CF) e os parâmetros de aptidão física esportiva ou (H_1) que não há correlação entre os valores dos parâmetros isocinéticos e a classificação funcional.

Para tanto, o objetivo deste trabalho é estabelecer o perfil de parâmetros isocinéticos da articulação do ombro de atletas de BCR e buscar possíveis associações entre estes parâmetros e a classificação funcional de atletas de BCR.

1.2 JUSTIFICATIVA

Com a crescente participação de pessoas com necessidades especiais em atividades esportivas (TAYLOR, WILLIAMS, 1995), o desempenho de elite para o esporte adaptado melhorou consideravelmente, e ganhar ou perder competições é muitas vezes uma questão de detalhes (REINA, 2014). Isso demonstra a necessidade de aperfeiçoar as intervenções de treinamento, avaliação e equipamentos para estes atletas, a fim de aprimorar o desempenho esportivo. No entanto, estudos de atletas com necessidades especiais, ainda são escassos. Mesmo diante do atual cenário com um número cada vez maior de atletas e modalidades figurando no rol dos megaeventos, dentre eles os Jogos Paralímpicos do Rio (2016), o ambiente paralímpico necessita de maiores elucidações referentes à prática esportiva em cadeira de rodas nas mais variadas modalidades incluindo o BCR (INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE, 2016).

Praticantes de BCR apresentam lesões de diferentes naturezas (lesão medular, amputação, sequela de doenças infectocontagiosas, etc...) o que pode impactar expressivamente sua classificação funcional e desempenho esportivo (DYER, 2015; MILLET et al., 2016; PERRET et al., 2016; WEISSLAND et al., 2015).

É preciso destacar que ações biomecânicas relativas à prática esportiva em médio e longo prazo podem gerar desequilíbrios musculares inerentes à prática de determinado esporte (SILVA et al., 2014). No entanto, ao mesmo tempo em que o desequilíbrio muscular instalado pode melhorar e aprimorar o desempenho esportivo pode provocar estresse nas estruturas ósseas, de ligamentos, de tendão e musculares que compõe determinada articulação, um cenário que contribui para instabilidade articular e lesão (BATALHA; MARINHO; RAIMUNDO, 2012).

Portanto, a necessidade imposta pela prática em alto nível do BCR instiga a busca pela caracterização de parâmetros isocinéticos da articulação do ombro (fundamental no desempenho do BCR) e sua possível correlação entre a classificação funcional.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Avaliar parâmetros isocinéticos da articulação do ombro de atletas BCR.

1.3.2 Objetivo específico

Correlacionar os valores de classificação funcional dos atletas com os parâmetros isocinéticos da articulação do ombro de atletas de BCR em rotação externa (RE) e rotação interna (RI) em membros dominante (D) e não dominante (ND) e descrever as características da amostra, assim como a etiologia das lesões de acordo com gênero.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL

Os sistemas de classificação para a prática esportiva de pessoas com deficiência visam promover a participação no esporte com equidade, no caso das competições, e controlar o impacto de prejuízos e incapacidades e vantagens no resultado competitivo (BECKMAN; TWEEDY, 2009).

Segundo Altmann et al. (2016) o intuito da classificação do comprometimento no esporte paralímpico é evitar um resultado unilateral e previsível da competição, em que o atleta com menor prejuízo apresenta uma melhor chance de vitória.

Os sistemas válidos de classificação são aqueles que utilizam variáveis objetivas (antropométricas e fisiológicas) e subjetivas (atributos psicológicos) para apontar atletas com vantagens esportivas, biológicas e físicas quando comparados a outros atletas. Por outro lado,

sistemas de classificação sem validade representam uma significativa ameaça para o esporte paralímpico (MOLIK; KOSMOL et al., 2010).

Pesquisadores e profissionais ligados ao paradesporto enfrentam o desafio de identificar e implementar protocolos assertivos capazes de modular pequenas, mas significativas mudanças nas capacidades físicas baseados no comprometimento físico e no desempenho durante as competições (PAULSON; GOOSEY-TOLFREY, 2016).

Neste sentido, o Comitê Paralímpico Internacional (IPC) possui uma conduta ética de classificação preestabelecido, que inclui o compromisso político para o desenvolvimento de métodos baseados em evidências para a classificação dos sujeitos (TWEEDY et al., 2014).

Atualmente a classificação funcional tem 4 fases: (1ª) determinar se o atleta tem uma condição de saúde que vai levar a um ou mais dos oito tipos elegíveis de deficiência física; (2ª) determinar se o atleta tem um tipo de deficiência elegível (3ª) determinar se a deficiência é grave o suficiente; (4ª) determinar em que classe o atleta deve competir (CALMELS et al., 2009; TWEEDY; VANLANDEWIJCK; VERELLEN; TWEEDY, 2011).

O primeiro tipo de classificação funcional para deficiência física surgiu na Inglaterra em 1944, feita por médicos e profissionais da área de reabilitação. A introdução de um sistema de classificação funcional mais elaborado, surge na década de 1980 e faz com que atletas com as mais diferentes deficiências físicas começassem a competir uns com os outros (FRANKEL, 2012; IWAS, 2017).

Por fim, em 1982, nos jogos Parapanamericanos do Canadá surgiu uma classificação funcional baseada na condição neurológica do atleta (COOPER, 1990; REINA, 2014 VANLANDEWIJCK; VERELLEN; TWEEDY, 2011; WEBBORN; VAN DE VLIET, 2012), contribuindo desta forma para elucidar um problema vigente em um sistema de classificação no qual vários tipos de incapacidade, outrora categorizados por parâmetros médicos e não funcionais, geralmente favorecia os atletas com amputações e paralisia pós-pólio, colocando os atletas com lesões medulares em desvantagem (CALMELS et al., 2009; TWEEDY et al., 2014).

A classificação funcional, conceitualmente avalia além dos critérios médicos, o grau de comprometimento dos jogadores e sua capacidade física (testes de banco), funcionalidade biomecânica (postura, manuseio da cadeira de rodas e bola), habilidade esportiva (teste de quadra, dribble, tiros curtos, passe, bloqueio e rebote). Depois de quantificadas numericamente são somadas com as funções musculares, graduando o atleta de acordo com a norma de sua modalidade (IWBf 2014; TWEEDY et al., 2014). Além disso, o sistema de classificação funcional explicita a habilidade de cada jogador da melhor forma possível e equaliza as diferentes entre classes funcionais (VANLANDEWIJCK et al., 2004).

Durante a competição os classificadores verificam o verdadeiro potencial funcional do atleta, tentando elucidar algo que tenha sido burlado durante o processo de classificação funcional (PARALYMPIC COMMITTEE 2007).

Adicionalmente, baterias de testes de habilidade foram criadas para atender às necessidades específicas de um determinado esporte e o BCR não é exceção. De acordo com, a análise das habilidades demonstradas por atletas de BCR pode ser benéfica no processo de classificação (IPC, 2012). Todos os atletas competem em uma cadeira de rodas e têm uma deficiência que afeta suas pernas ou pés. No entanto, nem sempre os jogadores são usuários de cadeira de rodas na vida diária (HUTZLER et al., 1998).

Enquanto a maioria dos atletas paralímpicos tem a função de braço e mão normais, as principais diferenças entre os atletas de diferentes classes esportivas são o controle do tronco e equilíbrio sentado, o que lhes permite inclinar-se para frente e para os lados para pegar e passar a bola e isso determinará a sua classe funcional (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010).

Alguns cientistas questionam a operacionalidade de todo o processo do sistema de classificação funcional. O argumento usado por eles, é que a classificação funcional pode ser melhor descrita como uma avaliação médica e funcional com o intuito de alocar os atletas com deficiência no nível mais apropriado de competição (ALTMANN et al., 2014; GIL et al., 2015; REINA 2014; VANLANDEWIJCK; VERELLEN; TWEEDY, 2011).

2.1.2 Classificação funcional do BCR

O BCR, desde a sua criação nos Estados Unidos da América durante a Segunda Guerra Mundial, tornou-se popular em meados de 1960 para as pessoas de menor comprometimento medular (GUTTMANN 1965, 1967). Em 1961 os atletas afetados com poliomielite entraram pela primeira vez nos jogos de *Stoke Mandeville* e isso trouxe uma grande diferença ao jogo principalmente quanto a habilidade física de jogo (GUTTMANN 1967).

Até 1966 havia duas formas de se competir em BCR. A primeira era um time com jogadores de lesões completas (maior parte lesados medulares) e outro, com jogadores acometidos por lesão incompleta onde a maior parte era de jogadores com poliomielite (GUTTMANN 1965).

Nesse período, cada grupo competia separadamente baseado no seu próprio sistema de classificação funcional de forma subdividida, e isso limitava o espetáculo e impedindo que o BCR se desenvolvesse. Desta forma, foi necessário tornar o BCR, mais atraente como esporte e para o espectador, alterar a dinâmica do processo (GUTTMANN 1965, 1967).

Para garantir que os atletas, independentemente de habilidades funcionais tenham oportunidades para participar em BCR a soma de pontos (nível de classificação) dos cinco jogadores na quadra não pode ser superior a 14 pontos obtidos pela classe funcional (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010).

Um dos elementos chave para a classificação funcional é o volume de ação. Uma área cilíndrica, imaginária, relativo ao volume de movimento conseguido pela mobilidade de tronco e membros superiores, onde fica evidenciado o limite de movimento em qualquer direção, com o controle do retorno do tronco em posição sentada, sem o artifício de apoiar-se na cadeira de rodas ou nos membros superiores (TWEEDY; VANLANDEWIJCK, 2011).

Outro elemento chave para a classificação funcional é a estabilidade pélvica, pois quando um jogador não tem controle da musculatura inferior, tronco e quadril ou tem seu assento da cadeira de rodas muito inclinado, isso corresponde a uma passividade pélvica, necessitando de um suporte externo instalado da cadeira de rodas para manter uma posição

vertical sentada, muito comum em jogadores com classes funcionais 2.5, 2.0, 1.5 e 1.0 (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010),

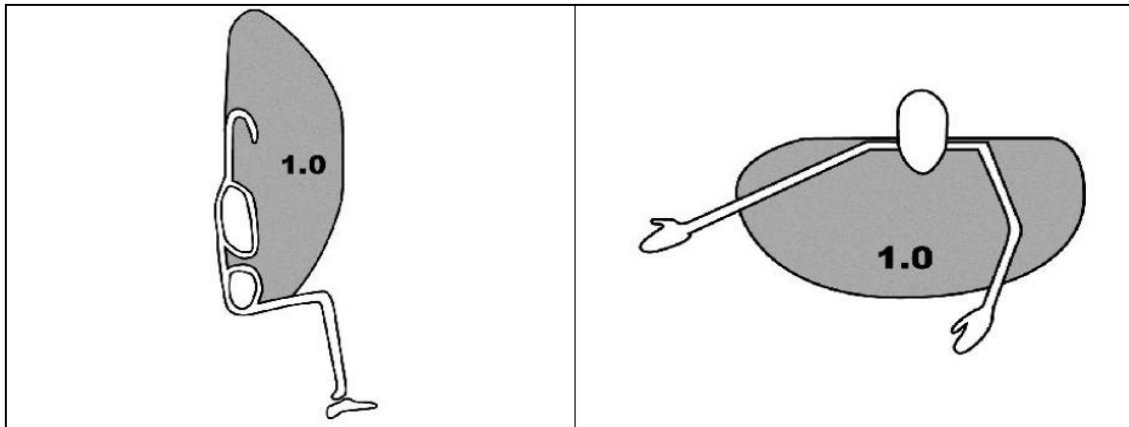
Sendo assim, os jogadores ajustam a sua posição sentada na cadeira de rodas para maximizar a sua base de apoio, permitindo o máximo de controle acima do tronco, otimizando assim o uso do volume de ação dos jogadores. Desta forma, quanto maior a capacidade de estabilização passiva da pelve maior o volume de ação, motivo pelo qual a instalação do suporte externo na cadeira de rodas do jogador está entre primeiros itens a ser observados por um classificador (CHURTON; KEOGH 2013; COSTA et al., 2010).

Indivíduos com incapacidades locomotoras permanentes são classificados com base em suas habilidades funcionais em cinco classes principais 1 (1.0-1.5 ponto; atletas com baixo nível de habilidade e funcionalidade), 2 (2.0-2.5 pontos), 3 (3.0-3.5 pontos), 4 (4.0 pontos e 4.5 (4.5 pontos) esses últimos têm deficiência mínima (IWBF 2014).

O jogador, quando recebe a classificação funcional para o BCR, geralmente apresenta paraplegia ou qualquer outra sequela associada a uma limitação do movimento de tronco e de membros superiores restringindo a sua mobilidade na cadeira de rodas bem como seu volume de ação e seu manuseio de bola (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ , 2010; GOOSEY-TOLFREY et al., 2010; MORENO;PARIS; SARRO, 2013; YANCI et al., 2015).

Nessa classe funcional 1.0, o nível da lesão não é tão determinante quanto à função motora sensorial residual, igual ou superior a um paraplégico de lesão severa , conforme figura 1, (superior ou igual a T7). Para manter-se estável em sua na cadeira de rodas, o encosto é utilizado deixando-o um pouco mais alto e esse jogador utiliza uma cinta para prendê-lo à cadeira de rodas (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010).

Figura 1 volume de ação referente ao teste de banco de tronco e membros da classe funcional 1.0



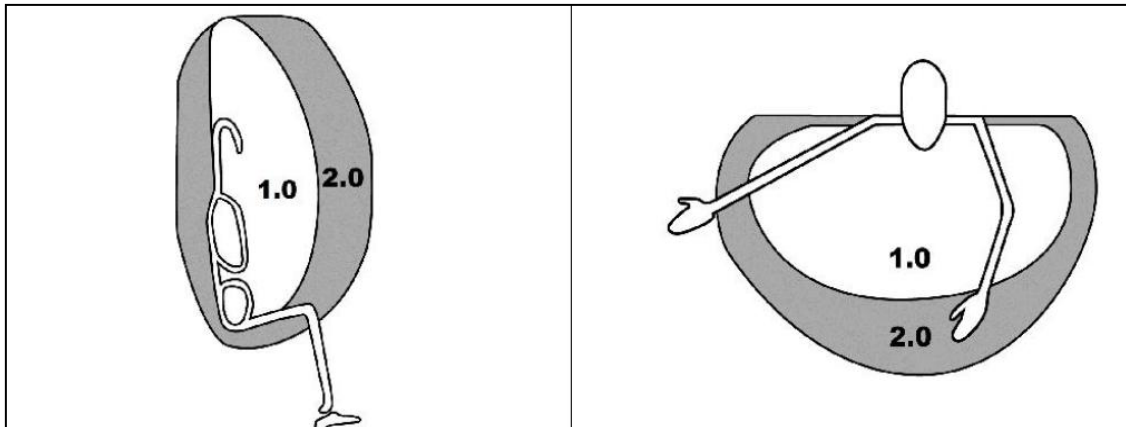
Fonte: www.iwb.org

Por outro lado, os jogadores da classe funcional 1.5, possuem destreza e volume de ação iguais ou maiores que jogadores da classe 1.0. Desta forma, observamos nesse grupo os jogadores com paraplegia de lesão total com nível inferior a T10. Nesses jogadores o abdome superior não é funcional e o abdome inferior é inexistente (COSTA et al., 2010).

Ainda na classe funcional 1.5, estão os jogadores com paralisia pós-pólio que apresentam características neurológicas idênticas, jogadores com amputação bilateral ao nível do quadril, que não utilizam cintas para se prender a cadeira e não necessitam de ajuda para se posicionar na cadeira e o mesmo volume de ação e necessidades que os jogadores da classe funcional 1.0 (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010). Há também o jogador com função dos membros superiores severamente afetada, de forma que tenha reduzido o potencial referente ao volume de ação e a capacidade de manuseio da cadeira e bola (MOLIK; KOSMOL et al., 2010).

Jogadores da classe funcional 2.0, conforme figura 2 abaixo, são indivíduos com paraplegia (lesão completa) ao nível de T10 a L1 inclusive, possuem flexão de tronco, uni- ou bi- lateral devido à ação do psoas e tem certo domínio da rotação do tronco, o que permite a eles pegar a bola dentro de uma amplitude maior e suas cadeiras de rodas. Estes atletas possuem um encosto de sua cadeira mais alto e cintas para suporte de tronco, como os jogadores da classe 1.0 (COSTA et al., 2010).

Figura 2 volume de ação referente ao teste de banco de tronco e membros da classe funcional 2,0



Fonte: www.iwbf.org

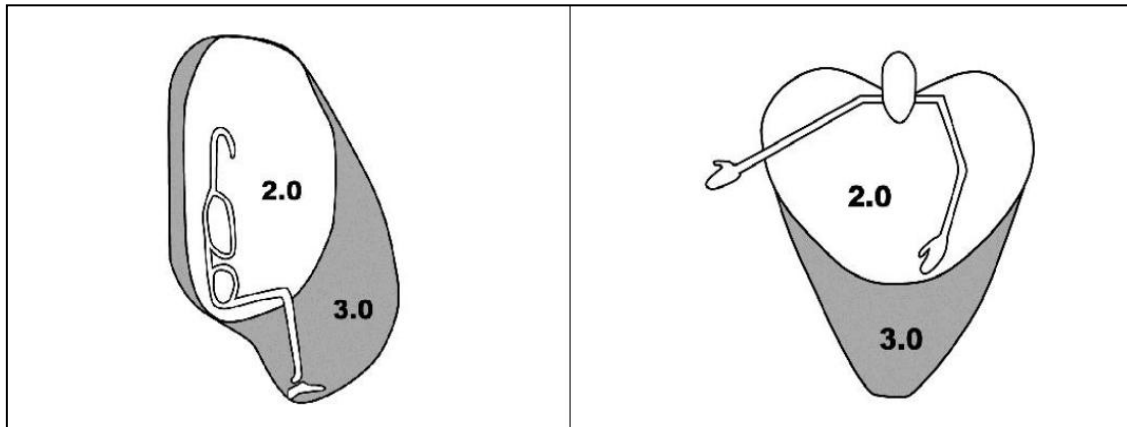
Na classe funcional 2.0 conforme figura 2, estão também indivíduos biamputados femorais ou transtrocantericos, cujo as principais características desta classe é que o mínimo de suas habilidades avaliadas representam o máximo da classe 1.0 (CHURTON; KEOGH, 2013). Por outro lado, são incapazes de fazer uma inclinação lateral sem apoiar-se com os membros superiores, além de não conseguir regressar da posição de desequilíbrio do tronco em caso de choque frontal sem o apoio de pelo menos um dos membros superiores (DE WITTE et al., 2016).

Já o jogador de classe funcional 2.5, têm um potencial e volume de ação igual ao máximo potencial da classe 2.0 (vide figura 2) .Desta forma, quando o jogador se enquadra na classe funcional 2.0 e necessita de artifícios para aumentar o seu volume de ação ele é considerado classe funcional 2.5 (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010). Além disso, a classe funcional 2.5, acolhe atletas de classes superiores que são incapacitados nos membros superiores, além de apresentarem lordose permanente, domínio postural para pegar a bola no chão com as duas mãos mas se esforçam para voltar a posição ereta do tronco e o fazem com ajuda, além de driblar a frente dos joelhos (COSTA et al., 2010).

Por sua vez, os jogadores da classe funcional 3.0, conforme figura 3, têm total controle sobre a rotação e flexão do tronco, mas não podem fazer flexão lateral. Esses atletas não necessitam de apoios quando estão sentados, sendo assim sua cadeira de rodas possui um encosto mais baixo. Pode inclinar-se para a frente 90 graus, apoiando o tronco nas coxas e

retornar para a posição vertical com facilidade (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010).

Figura 3 volume de ação referente ao teste de banco de tronco e membros da classe funcional 3.0






Fonte : www.iwbf.org

Na classe funcional 3.0, estão jogadores biamputados femorais curtos, com paraplegia (lesão completa) no nível entre a segunda e a quarta vértebra lombar (L2 a L4) e atletas que possuem adutores de quadril (BALISKI et al., 2004; GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010). De certa forma, estão incluídos também atletas com amputações de membros superiores com o comprimento dos cotos correspondente a metade da distância compreendida entre o olecrano e a extremidade do terceiro dedo da mão correspondente, com cotovelo em flexão (CHURTON; KEOGH, 2013, COSTA et al., 2010; GOOSEY; CAMPBELL, 1998).

Dentre as características do jogador classe 3.0, estão a incapacidade de executar a flexão lateral do tronco de forma estável, a não ser quando utiliza apoio com membros superiores na cadeira de rodas e não volta a posição inicial sem um impulso (COSTA et al., 2010).

Quando se tratar de atletas amputados nessa classe funcional conforme figuras 4 e 5, devemos considerar que o membro residual já esteja maturado (entre 12-18 meses), pois isto influencia no ajuste e estabilização passiva do membro, que depende diretamente da forma e volume residual dos membros e os assessórios para encaixe e estabilização (American Academy of Orthotists and Prosthetists 2004).





Figura 4 Características da estabilização passiva por membro residual, na classe funcional 3.0 (adaptado de www.iwbf.org).

Classe 3.0		
		
Dupla AK<1/3	Hemipelvectomy+ AK<2/3	Dupla DQ

Dupla AK<1/3= Amputação acima do joelho menor que um terço do fêmur; hemipelvectomy+AK<2/3=amputação acima do joelho menor que dois terços do fêmur; dupla DQ=dupla desarticulação do quadril.

Na classe funcional 3.5 (figura 5), o jogador já possui um potencial e volume de ação iguais ao máximo da classe 3.0. Sendo assim, encontraremos nessa classe atletas de classe funcional superior, com um acréscimo de uma incapacidade em membros superiores correspondente à classe 3.0, que necessite de auxílio para o aumento do volume de ação (GIL-AGUDO; DEL AMA-ESPINOSA; CRESPO-RUIZ, 2010). Nesta classe, também há atletas amputados de classe funcional 3.0, que usam algum auxílio, biamputados femorais com coto igual ou menor a 2/3 (comprimento = distância entre o olécrano e a extremidade do terceiro dedo da mão correspondente, com cotovelo em flexão), (COSTA et al., 2010).

Figura 5 Referente a estabilidade passiva no membro residual na classe funcional 3.5

CLASSE 3.5			
			
Hemipelvectomy	AK<2/3+AK>2/3	AK<2/3+ BK não estável	Hemipelvectomy BK estável

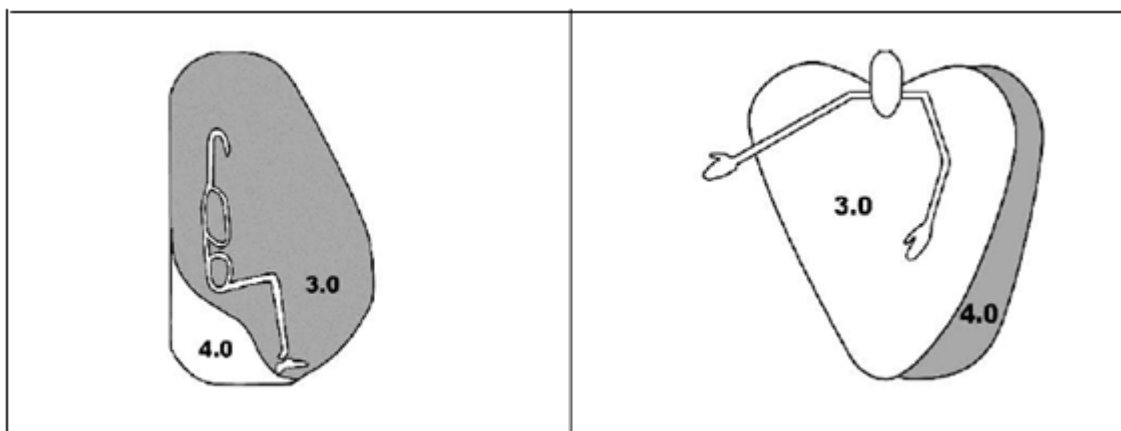
Fonte: Adaptado de www.iwbf.org

AK < 2/3 +AK >2/3 = Amputação abaixo do joelho menor que dois terços; AK<2/3+BK não estável = amputação acima do joelho menor que dois terços, com amputação abaixo do joelho não estável; Hemipelvectomy+BK estável = amputação da região pélvica e membro inferior residual com amputação abaixo do joelho.

Dentre as características dos jogadores 3.5, estão um aumento do volume de ação nos movimentos laterais de forma limitada e perda de equilíbrio lateral evidente. Além disso, esses atletas possuem uma aumentada estabilidade lateral quando em contato e em rebote.

Na classe funcional 4.0 conforme (*figura 6*), jogador exibe a capacidade de mover-se em todos os planos de movimento, para a frente e girar como seus membros da equipe na classe funcional 3.0, podem inclinar-se parcialmente aos lados também.






Figura 6 Volume de ação referente ao teste de banco de tronco e membros da classe funcional 4.0



Fonte: Adaptado de www.iwbf.org

Muitas vezes, o jogador da classe funcional 4.0 pode inclinar-se para um lado apenas, devido a um prejuízo em uma das pernas, causando uma perda de equilíbrio para o lado oposto (COSTA et al., 2010). Esse jogador geralmente, possui alcance da bola com as mãos estendidas à frente ou na altura da cabeça, mantendo a estabilidade, mesmo em situações de choque frontal, além ser capaz de fazer uma pequena inclinação para o lado fraco, sem que haja de mudança no seu centro de massa em situações de contato, a menos que o contato aconteça com força excessiva e seja direcionado para o lado mais fraco (*figura 7*).

Figura 7 Estabilidade passiva no membro residual da classe funcional 4.0 .

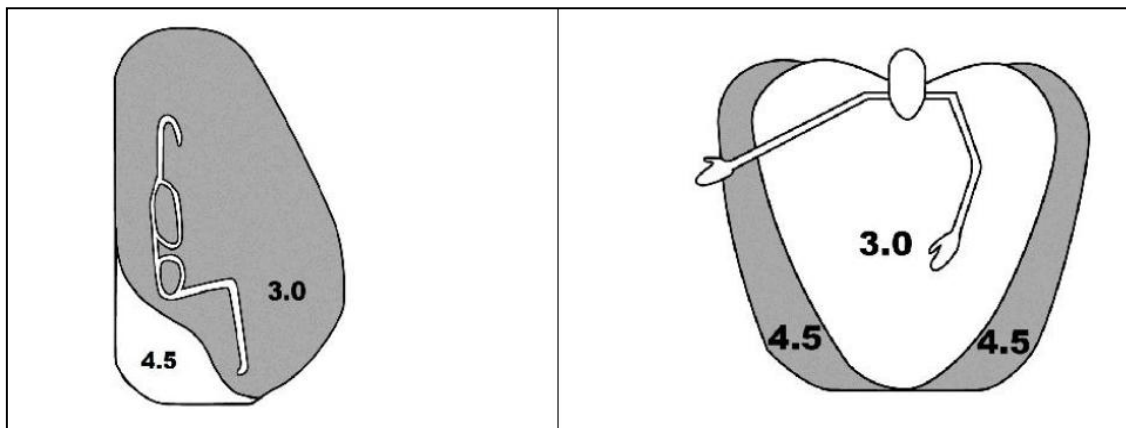
CLASSE 4.0				
				
AK<2/3+DQ	Duplo BK não estável	Duplo AK>2/3	AK>2/3+BK não estável	AK<2/3+BK estável

Fonte: Adaptado de www.iwbf.org

AK<2/3+ DK = amputação acima do joelho maior que dois terços com desarticulação do quadril; Duplo BK não estável = Amputação abaixo do joelho; Duplo AK >2/3 = dupla amputação da região acima de dois terços; AK<2/3+BK estável= amputação abaixo do joelho com encaixe seguida de amputação menor que dois terços.

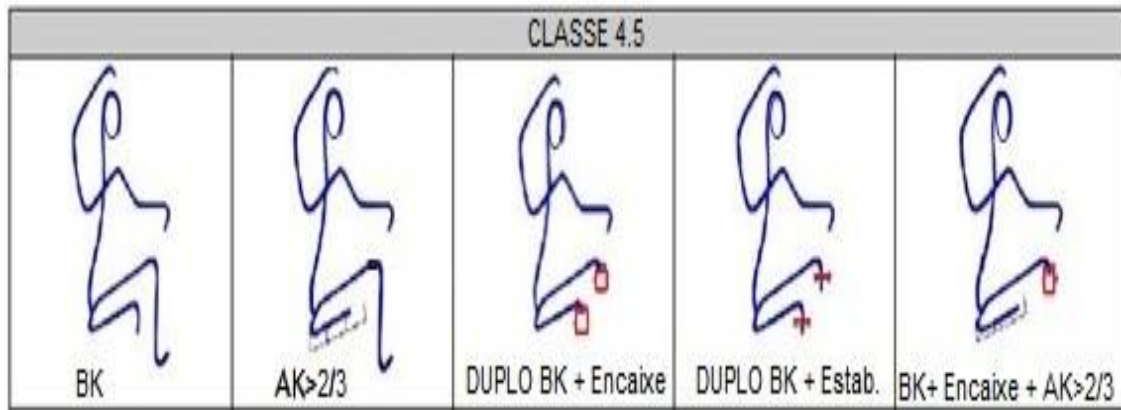
Na classe funcional 4.5, os jogadores têm a menor deficiência elegível e não têm restrição na rotação de tronco, flexão ou inclinação para os lados. Jogadores com uma amputação de pé ou uma diferença de comprimento de perna de seis centímetros, seriam elegíveis para esta classe (figura 8 e 9).

Figura 8 Volume de ação referente ao teste de banco de tronco e membros da classe funcional 4,5



Fonte: Adaptado de www.iwbf.org

Figura 9 Estabilidade passiva no membro residual da classe funcional 4.5



Fonte: Adaptado de www.iwbf.org

BK = Amputação abaixo do joelho; AK>2/3 = amputação acima do joelho maior que dois terços; Duplo BK Estab.+AK>2/3 = dupla amputação da região abaixo do joelho com encaixe; BK + Encaixe + AK>2/3 = amputação abaixo do joelho com encaixe seguida de amputação maior que dois terços acima do joelho

2.2 DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO

Em 17 de Julho de 1964, no Escritório de Patentes dos Estados Unidos, *James J. Perrine*, deu entrada na patente de um aparelho descrito como uma máquina capaz de possibilitar a execução de exercício resistido (contrações concêntrica, excêntricas, isotônicas e isométricas) em modo ativo e passivo (PERRINE 1969).

O aparato da época possibilitava a execução de exercícios ativos de forma acomodativa em que o próprio sujeito podia gerar torque em um sistema de alavancas semi-automatizado. Desta forma, surgia um aparelho capaz de gerar velocidade angular, para atuar em uma articulação, e à medida que essa velocidade angular era aplicada, ocorria resposta voluntária, resultando em contração (NITSCHKE 1992; PERRINE, 1969). O aparelho consistia em uma base ou plataforma, que servia de base de estrutura rígida (aço), que incluía uma torre telescópica fixada na base (todas ajustáveis) por um parafuso rosqueado de fixação ou pino de pressão, isto permitia que a execução dos movimentos acontecesse sobre a base ou plataforma apenas na posição de pé (PERRINE 1969).

Esse primeiro modelo permitia a realização de exercício ativo, concêntrico e isocinético. No entanto, miniaturização das tecnologias, avanços das pesquisas e uma série de

outros aprimoramentos demonstrou sua versatilidade em exercício passivo, na contração excêntrica e no exercício isométrico (PERRINE 1969).

Os aparelhos isocinéticos modernos possuem peças que fornecem a interação entre o objeto e o sistema (*software*), além de um braço de alavanca capaz de levar o sinal da força aplicada (torque), em uma célula de carga acoplada em um sistema hidráulico ou eletromecânico para ser convertida em sinal eletrônico e gerar relatório e gráfico senoidal (STARK et al., 2011).

Em resumo, uma célula de força conectada a um assessorio específico para a articulação (braço de alavanca), mais um *software* (acoplado ao motor), formam uma tríade onde um computador e equipamentos periféricos associados como, mouse, impressora e eletromiógrafo e um assento articulado onde o indivíduo se posiciona com opções de alinhamento vertical (automático) e horizontal (manual) formam o aparato isocinético (LEE; JUNG, 2015).

O aparelho também gera um gráfico, onde é possível observar visualizar e quantificar o torque produzido pela articulação e onde o pico ou momento da força é o maior valor detectado (REDDY 2014). Na extremidade da torre, uma extensão permite uma série de mudanças do acessório por meio de um braço (prolongamento), favorecendo os ajustes de acordo com o tamanho da pessoa a ser testada. Na parte extrema do braço, um encaixe (nos moldes “macho” e “fêmea”) acoplado a um extensor adaptado para suportar a pegada para a mão que vai executar o movimento articular (PERRINE 1969).

O aprimoramento do dinamômetro isocinético, tornou-o um dispositivo de alto valor financeiro o que de certa forma limita o seu uso, porém muito mais barato que os primeiros protótipos. Ainda assim, equipamentos desse nível tecnológico podem ter seu custo financeiro reduzido com o passar dos anos, mas a grande quantidade de componentes eletrônicos e sensoriais que são adicionados para melhorar a aquisição dos dados faz com que o preço final ainda seja elevado (CROMPTON et al., 2007).

Além de avaliar uma articulação fornecendo uma velocidade pré-determinada ao membro e de forma controlada. a técnica de dinamometria isocinética se consagrou, pela eficácia terapêutica na avaliação funcional (ROSA; VELÁSQUEZ ; LARA , 2012).

Sua eficácia permite quantificar movimentos articulares individualmente e em relação a outro segmento articular, por meio de análise do pico de torque, o ângulo de execução do teste, o índice de fadiga e o tempo de pico de torque e etc... Permitindo ao profissional de saúde precisão no resultado da avaliação muscular e articular (DVIR 2002; SALDÍAS et al., 2011).

Esse efeito rotacional de uma força aplicada é denominado torque ou momento. O torque que um músculo gera sobre a articulação é influenciado pela variação da distância perpendicular ou da sua capacidade de produção de força (DE WILDE et al., 2002).

Nesse sentido, a avaliação isocinética, para quantificar o desempenho muscular, tem sido usada como método para se determinar o padrão funcional da força e do equilíbrio muscular bem como o torque (mensurado em Newton/metro: N/m) ou momento de força. O teste é realizado em velocidade angular constante (lenta, intermediária e/ou rápida) e predeterminada (variando de 5-600 graus por segundo - °/s) (ZAWADZKI et al., 2010a).

As velocidades baixas fornecem um bom indicador da habilidade de resistir às forças compressivas e fornecem a melhor informação do pico de torque. Já nas velocidades intermediária e alta os indivíduos são avaliados quanto à capacidade de produção da energia de cada grupo muscular testado (ANDRADE; VANCINI; DE LIRA, 2013; BERNARD et al.; 2004, TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012).

Com esta metodologia é possível quantificar valores absolutos do torque, do trabalho e da potência de grupos musculares, bem como valores relativos e relação entre grupos musculares de um mesmo membro (agonista/antagonista) além da sua utilidade na reabilitação das lesões e aprimoramento do desempenho esportivo (ANDRADE; VANCINI; DE LIRA, 2013 ; SÉRGIO et al., 2001a).

Contudo, se faz necessário um aquecimento apropriado, familiarização com cada velocidade de teste, constante comando verbal, alinhamento articular, calibração periódica do equipamento e correta estabilização do indivíduo no dinamômetro (SALDÍAS et al., 2011).

Estudos com a metodologia isocinética vêm sendo realizados em diversas problemáticas relacionadas ao desempenho e reabilitação muscular (ANDRADE et al., 2004;

BERNARD et al., 2004; BEN MOUSSA ZOUITA et al., 2013; CHEN et al., 2015; ERNESTO et al., 2009; JULIA; DUPEYRON; LAFFONT 2010, YAGGIE; MCGREGOR, 2002; NITSCHKE 1992; IVAMOTO; NAKAMOTO; VANCINI, 2014).

2.2.1 Pico de torque

Trata-se do valor absoluto do maior torque registrado em toda a amplitude articular e capacidade de força máxima do músculo. Também chamado de momento de força, esse parâmetro representa o resultado da força aplicada num ponto multiplicada pela distância do ponto de aplicação dessa força ao centro de rotação do eixo de movimento, sendo dado em N.m. O desempenho no pico de torque é diretamente influenciado pela reação (*feedback*) do sujeito a ser testado de forma qualitativa e/ou quantitativa que acontece geralmente pela forma verbal/auditiva podendo causar um atraso no tempo de contração e relaxamento, (PEACOCK et al., 1981; SAR KABAK et al., 2016). O pico de torque pode também sofrer influência da massa corporal, e é expresso em percentual (valor relativo) (SÉRGIO et al., 2001b).

2.2.2 Tempo de pico de torque

Este valor é um indicador da capacidade funcional que o músculo possui para produzir torque rapidamente e tem relação entre o tempo gasto na atividade contrátil e o tempo total do teste e reflete a conexão entre o tempo de atividade e o tempo de pausa (MOREL et al., 2015). A força ou tensão produzida pelo músculo é proporcional ao tempo de contração e desta forma, o valor da força desenvolvida até o ponto de tensão máxima é proporcional tempo de duração da contração (MORDIN; FRANQUEL, 2003). Desta forma, os componentes contráteis necessitam de um tempo para que a tensão criada seja transferida ao componente elástico paralelo e seja reenviada aos componentes elásticos em série (MORDIN; FRANQUEL, 2003).

2.2.3 Trabalho

Representa a energia realizada durante um esforço muscular de valor absoluto e em percentagem da massa corporal, e está diretamente relacionado ao torque médio durante o movimento equacionado com o produto do torque pelo deslocamento angular, sendo expresso

em joule (J). Sendo assim, quanto menor a velocidade angular, maior será o trabalho desenvolvido. Pode ser expresso também de forma relativa sofrendo influência da massa corporal – J/kg (STARK et al., 2012).

2.2.4 Potência

Representa a rapidez com que um músculo pode produzir força, sendo um importante parâmetro para avaliar como o sujeito utiliza a energia, sendo dado em watts (w) onde o resultado do trabalho realizado é dividido pelo tempo (DVIR, 2002; GEERE et al., 2007). A velocidade angular é diretamente proporcional à potência, ou seja, quanto maior a velocidade angular, maior a potência e quanto menor a velocidade, menor a potência, podendo também ser relativizada pela massa corporal (watts/kg) e expresso em percentagem (DVIR 2002).

2.2.5 Índice de fadiga

A fadiga muscular é definida como comprometimento do desempenho físico que aumenta a percepção de esforço necessário para exercer uma força específica, causando uma deterioração da propriocepção, podendo ainda elevar o risco de lesão. Sendo assim, o índice de fadiga é avaliado através do teste de fadiga no dinamômetro isocinético, que indica a habilidade do indivíduo de realizar o mesmo movimento, repetidas vezes, com uma determinada resistência levando em consideração a diferença dos picos de torque entre as primeiras e as últimas repetições realizadas durante o teste (DVIR 2002).

2.2.6 Relação agonista/antagonista

É a razão entre o torque máximo produzido pela musculatura agonista e antagonista. Tal razão pode ser observada nos mais diversos grupos musculares que cruzam as principais articulações, podendo demonstrar relação com lesões musculares e articulares. Frequentemente, assimetrias ou déficits na produção de torque entre membros, acima de 10% têm sido associadas a lesões musculares (EKSTRAND; GILLQUIST 1983; TAYLOR et al., 1993).

A relação de força dos músculos agonistas da rotação externa (RE) e da rotação interna (RI) é normalmente de 60 a 70%, mas uma margem de segurança de 60 a 80% é geralmente utilizada. Valores fora desse padrão são indicativos de fraqueza de um dos dois grupos musculares. Além disso, os RE e RI de membro superior dominante (MD) têm força muscular de 0 a 20% maior que o membro não-dominante (MND) e valores fora dessa faixa podem indicar fraqueza muscular no MD ou no MND (ZEEVI, 1995, p.2).

Devido à associação existente entre desequilíbrios e lesões musculares, a investigação da relação de torque entre músculos agonistas e antagonistas permitiria a detecção de um possível fator de risco para lesão em atletas (CHURTON; KEOGH, 2013; ROY et al., 2011).

Por fim, dados normativos referentes à capacidade de produção de força e sua relação com a musculatura agonista e antagonista de atletas de BCR, podem ser utilizados como valores de referência na prevenção, treinamento e reabilitação (AYTAR et al., 2015; BHAMBHANI 2002; ERIKS-HOOGLAND; HOEKSTRA; DE GROOT, 2014; LO; HSU; CHAN, 1990; WILBANKS et al., 2016).

2.2.7 Índice de déficit contralateral

As comparações bilaterais são feitas para quantificar possíveis déficits musculares do mesmo grupo muscular entre lado dominante e não dominante. Por exemplo, é possível avaliar comparativamente o grupo responsável pela rotação interna e externa do ombro (BIODEX MULTI-JOINT SYSTEM, 2014). Diferenças percentuais entre 10% são consideradas aceitáveis, sendo que um valor negativo indica que o lado não dominante é mais forte do que o dominante, desde que o dominante tenha sido testado primeiro (ZAWADZKI et al., 2010b).

Alguns estudos demonstraram que déficits de força estão associados com fatores de risco para atletas arremessadores. Estes atletas apresentavam um histórico de déficits de torque da musculatura do membro envolvido quando comparado com o membro contralateral (GUNEY et al., 2016; VOGELPOHL; KOLLOCK 2015).

2.3 Ombro

O ombro é um complexo articular no corpo humano que disponibiliza um grande repertório de movimento por meio do membros superiores, composto por 20 pares de músculos dispostos em camadas, 4 pares de ossos (úmero, escápula, costela e clavícula) que interagem com 5 articulações (3 anatômicas e 2 funcionais): esternoclavicular, acromioclavicular, escapulotorácica, subacromial e a articulação glenoumeral (KAPANDJI 2000).

Essa última articulação possui forma esferoide e multiaxial, possuindo a cabeça do úmero como superfície convexa (maior e redonda) e a cavidade glenóide naturalmente rasa como superfície côncava, o que torna o ombro mais propenso a eventos de instabilidade, em comparação com outras articulações (SCHNECK; BRONZINO, 2003; VAN BLARCUM; SVOBODA 2017).

Sobre essa circunstância, dois terços do movimento do ombro ou ritmo escápulo umeral ocorrem na articulação glenoumeral, enquanto um terço do movimento acontece na articulação escapulotorácica, resultando em uma proporção de 2: 1. Diante desta característica altamente móvel, o ombro necessita de outras estruturas para estabilizá-lo, e o efeito combinado destes estabilizadores auxiliam nos múltiplos graus de movimento dentro da articulação glenoumeral (SCHNECK ; BRONZINO, 2003, *p.52*; LUGO; KUNG; MA, 2008).

As áreas de contato simultâneas da articulação glenoumeral tendem a ser maiores nas posições de elevação medial do que em qualquer um dos extremos da posição articular, proporcionada coletivamente pelo manguito rotador como um estabilizador dinâmico e complexo de capsula articular, bursa subacromial, labrum e glenoide como estabilizadores estáticos (VAN BLARCUM; SVOBODA 2017).

As ações repetitivas com sobrecarga, realizada em esportes em cadeira de rodas, podem resultar em desequilíbrio muscular nos rotadores externos, atuando no infra espinhoso, deltoide posterior e redondo menor e o músculo subescapular, agindo como antagonista impedindo o deslocamento anterior da cabeça do úmero em rotação externa (RE) (ENOKA 2000)

O mesmo se aplica aos rotadores internos, que tem como agonista o músculo subescapular atuante em todas as fases da rotação interna (RI), bem menos ativo em abdução extrema, assim como o peitoral maior e grande dorsal. Contudo, o deltoide em suas porções medial e posterior compensa com atividade excêntrica aumentada durante RI durante abdução do ombro (LAM, et al., 2007).

A efetividade nas atividades de sobrecarga da articulação do ombro é um elemento importante para atletas de basquete em cadeira de rodas tanto para o jogo quanto para a propulsão de cadeira e vida diária, podem alterar o equilíbrio entre mobilidade e estabilidade, resultando, por exemplo, em uma luxação traumática (APPLE, 2013; GUO, 2003).

Desta forma, a cintura escapular dos atletas de BCR, está sempre exposta a prejuízos, instabilidade e desequilíbrio muscular podendo ocasionar patologias do ombro. Exemplo disso são lesões do manguito rotador, síndrome do impacto subacromial, impacto interno, frouxidão articular, lesões labiais e discinesia escapular são comuns em atletas desta categoria, aumentando o risco de bursite, tendinopatias (PAPPAS, 2006; LUDEWIG ; COOK, 2000).

3 METODOLOGIA

3.1 CASUÍSTICA

Trata-se de um estudo transversal, numa amostra por conveniência, de atletas de BCR (n = 22, sendo 12 homens e 10 mulheres) das equipes do Centro de Reabilitação Física da Secretaria de Estado da Saúde (Crefes) do Estado do Espírito Santo. A amostra foi composta de atletas com diferentes etiologias (Amputação, Lesão medular, Poliomielite e Varíola e Queda de árvore, Traumatismo craniano, Hipóxia, Acidente automobilístico, Osteomielite, Rubéola).

Antes do início dos testes, os voluntários foram submetidos a uma *anamnese* (informações pessoais, hábitos e estilo de vida, antecedentes familiares de doenças cardiovasculares, respiratórias e metabólicas, história atual e pregressa de doenças) e exame

clínico e médico (no qual foi atestada a presença de possíveis contraindicações para realização de esforço físico intenso). Todos os procedimentos foram submetidos e aprovados pelo comitê de ética em pesquisa da UFES.

3.2 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

O equipamento utilizado nas coletas foi um dinamômetro eletromecânico da marca *Biodex System 4*[®] (Biodex Corp., Shirley, NY, USA). No modo isocinético bilateral concêntrico/concêntrico, na articulação do ombro nos membros dominante e não dominante, em rotação interna e externa, os atletas de BCR realizaram uma série com seis repetições na velocidade angular de $60^{\circ}/s^{-1}$ e uma série de vinte repetições para a velocidade angular de $240^{\circ}/s^{-1}$. Entre cada uma das séries, foram respeitados 90 segundos de recuperação (REDDY 2014).

Antes da realização dos testes os atletas fizeram 3 minutos de aquecimento geral na sua cadeira de rodas (com mobilização articular e alongamento). Após o aquecimento os voluntários foram posicionados na cadeira do aparelho, sendo que os que não necessitavam de ajuda faziam a transferência sozinho de sua cadeira de rodas. Foram realizados ainda mais 2 minutos de aquecimento no próprio aparelho, com o objetivo de familiarização e preparação dos grupos musculares, ligamentos, estruturas ósseas e tendões.

Antes de realizarem os testes, já com o cotovelo e úmero apoiados no assessorio isocinético, os atletas foram submetidos, com o auxílio do avaliador, a movimentos passivos, e foi pedido que relatassem algum desconforto articular. A colocação dos sujeitos e o alinhamento das articulações seguiram as recomendações definidas no manual do fabricante e os atletas foram fixados à cadeira de teste através de cintos na região do tronco, cintura pélvica e pernas.

A amplitude de movimento foi determinada pelas limitações de cada sujeito, sendo que o grau 0 foi definido com o antebraço na posição vertical e a articulação do cotovelo apoiada no equipamento, criando um ângulo de aproximadamente 90 graus. Além disso, o membro que executou o movimento teve a mão fixada durante todo o teste, atada ao

assessório de forma a evitar movimentos compensatórios e prejuízos nos valores dos testes. Durante a realização dos testes o incentivo verbal era constante (BERNARD et al., 2004).

3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi iniciada pela caracterização dos dados clínicos avaliados através da média e desvio padrão. Para verificação da distribuição de normalidade dos dados, foi requerido o teste de *Shapiro-Wilk*. Quando o teste não rejeitou a hipótese de normalidade (H_0), foi utilizado o teste-t para amostras independentes, e a correlação de *Pearson*, na tentativa de observar associação entre as variáveis isocinéticas e a classificação funcional de cada indivíduo.

No entanto, quando o teste de normalidade rejeitou a hipótese nula, utilizamos o teste de *Wilcoxon/Mann-Whitney* para amostras independentes, que é um teste não paramétrico para comparação entre as medianas, e a correlação de *Sperman* na tentativa de observar associação entre as variáveis isocinéticas (variáveis independentes) e a classificação funcional (variável dependente) de cada indivíduo.

As variáveis independentes foram: Pico de torque absoluto e Pico de torque relativo, Potência média, Trabalho relativo e Trabalho absoluto,

Para a comparação das médias foi utilizado o teste *t de student* para amostras não pareadas para comparar os lados dominante (D) vs. o não dominante (ND) em rotação interna (RI) e rotação externa (RE).

O nível de significância adotado em todas as análises foi de 5% com o intervalo de confiança de 95%. O software *IBM SPSS Statistics* versão 20 foi utilizado nas análises acima descritas.

4 RESULTADOS

4.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

A tabela 1 abaixo apresenta os dados médios globais referentes à idade, massa corporal, estatura, tempo de prática do esporte e classe funcional. Já a tabela 2 apresenta os dados divididos pelo gênero.

Tabela 0-1 Características gerais da amostra de atletas de BCR.

Variável (n = 22, 12 homens e 10 mulheres).	
Idade (anos)	35.9 ± 10.98
Massa corporal (kg)	68.0 ± 16.0
Estatura (cm)	166.0 ± 11.0
Classe funcional	2.7 ± 1.0
IMC (kg/m ²)	25.0 ± 5.0
Tempo de prática (anos)	10.0 ± 8.0

Dados em média±DP. BCR: basquete em cadeira de rodas; IMC: índice de massa corporal.

A média geral (n = 22) e dividida por gênero (gênero masculino – n=12 e feminino – n=10) para idade, massa corporal, estatura e índice de massa corporal (IMC) foram:

- 35.9 ± 10.98 anos, sendo 38.83 ± 9.6 (masculino) e 34.2 ± 12.1 (feminino);
- 68.0 ± 16.0 kg, sendo 75.8 ± 16.3 kg (masculino) e 59.08 ± 12.4 kg (feminino);
- 166.0 ± 11.0 cm, sendo 171.1 ± 8.2 cm (masculino) e 157.2 ± 9.8 cm (feminino);
- 25.9 ± 5.2 kg/m², sendo 25.9 ± 5.2 kg/m² (masculino) e 23.87 ± 5.9 kg/m² (feminino).

Tabela 0-2 Características da amostra de acordo com o gênero de atletas de BCR.

	Masculino	Máx-Mín	Feminino	Máx-Mín
Idade (anos)	38.8 ± 9.6	51-22	34.2 ± 12.1	56-18
Massa corporal (kg)	75.8 ± 16.3	106-51	59.08 ± 12.4	79-34
Estatura (cm)	171.1 ± 8.2	182-159	157.2 ± 9.8	170-145
Classe funcional	2.5 ± 1.1	4-1	2.7 ± 0.9	4-1
IMC (kg/m ²)	25.9 ± 5.2	33-16	23.87 ± 5.9	32-15
Tempo de prática (anos)	12.0 ± 9.0	30-3	7.0 ± 3.0	10-2

Dados em média±DP. BCR: basquete em cadeira de rodas; IMC: índice de massa corporal.

Quanto à descrição relativa da classificação funcional, dos atletas de BCR do gênero masculino (n = 12) tínhamos: 4 (33%) com classificação 4.0; 1 (8%) com 3.5; 2 (17%) com 3.0; 3 (25%) com 2.0; e 2 (17%) com 1.5. Quanto a etiologia de lesões ou acometimento por doenças dos atletas do gênero masculino tínhamos: 4 atletas (33%) acometidos por perfuração de arma de fogo, 4 atletas (33%) acometidos por poliomielite, 2 atletas (17%) que sofreram acidente automobilístico, 1 atleta (8%) que sofreu queda de altura e 1 atleta (8%) que sofreu traumatismo craniano. É importante destacar que sobre a descrição relativa ao nível da lesão, 11 atletas (92%) apresentam lesão entre a sexta e décima segunda vértebra e somente 1 atleta (8%) possui sequela de lesão neurológica (tabela 3).

Tabela 0-3 Perfil relacionado à lesão (etiologia, nível e tipo) e classe funcional de jogadores de BCR do gênero masculino (n = 12).

Sujeito	Etiologia	Tipo de lesão	Nível da lesão	Classe funcional
1	Queda de árvore	LM	T6-T12	3
2	Traumatismo craniano	SN	L1-L4	3,5
3	Poliovírus	LM	T6-T12	4
4	Poliovírus	LM	T6-T12	4
5	Perfuração por arma de fogo	LM	T6-T12	2
6	Acidente automobilístico	LM	L1-L4	1,5
7	Acidente automobilístico	LM	T6-T12	1,5
8	Poliovírus	LM	T6-T12	4
9	Poliovírus	LM	T6-T12	2
10	Perfuração por arma de fogo	LM	T6-T12	2
11	Perfuração por arma de fogo	LM	T6-T12	3
12	Perfuração por arma de fogo	LM	T6-T12	4

SN: *sequela neurológica*; LM: *lesão medular*; T: *torácica*; L: *lombar*.

Quanto a descrição relativa da classificação funcional, os atletas de BCR do gênero feminino (n = 10), 2 atletas (20%) apresentaram classificação funcional 4.0; 4 (40%) com 3.0;

1 atleta (10%) com classificação funcional 2.5; 1 atleta (10%) com classificação funcional 2.0; 1 atleta (10%) com classificação funcional 1.5 e 1 atleta (10%) com classificação funcional 1.0.

Quanto a descrição da etiologia de lesões ou acometimento por doenças dos atletas do gênero feminino, os valores são: 2 (20%) acometidas por perfuração de arma de fogo, 2 (20%) com lesão decorrente de acidente automobilístico, 1 (10%) com lesão decorrente de infecção bacteriana, 1 (10%) com lesão decorrente de picada de cobra, 1 (10%) acometida por Hipóxia ao nascimento, 1 (10%) com síndrome de *Guillain-Barré*, 1 (10%) acometida por osteomielite e 1 (10%) acometida por Rubéola. É importante destacar que sete atletas (70%) apresentam lesão entre a sexta e décima segunda vértebra e três (30%) possuem sequela de amputação (tabela 4).

Tabela 0-4 Perfil relacionado à lesão (etiologia, nível e tipo) e classe funcional de jogadores de BCR do gênero feminino (n = 10).

Sujeito	Etiologia	Tipo de lesão	Nível da lesão	Classe funcional
1	Perfuração arma de fogo	LM	T6-T12	3
2	Osteomielite	AMP	DJ	1.5
3	Acidente automobilístico	AMP	TF	4
4	Guillain-Barré	LM	T6-T12	2.5
5	Hipóxia	LM	T6-T12	2
6	Picada cobra	AMP	TT	4
7	Infecção bactéria	LM	T6-T12	3
8	Acidente automobilístico	LM	T6-T12	3
9	Perfuração arma de fogo	LM	T6-T12	1
10	Rubéola	LM	T6-T12	3

DJ: desarticulação do joelho; LM: lesão medular; T: torácica; L: lombar; TF: transfemural; TT: transtibial; AMP: amputação.

4.2 VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS

Na tabela 5 estão apresentados os resultados obtidos para as variáveis tempo de pico de torque (millessegundo), potência (Watts), índice de fadiga (%), déficit contralateral (%), pico de torque absoluto (N.m), trabalho total absoluto (Joules), pico de torque relativo (%), trabalho total relativo (%) e relação agonista/antagonista (%) para a velocidade de $60^{\circ}/s^{-1}$ de rotadores internos (RI) e rotadores externos (RE) dos lados dominante (D) e não dominante (ND) de jogadores de BCR.

Observamos que houve diferença estatisticamente significativa quando da comparação dos lados D vs. ND para o déficit contralateral (%) de RE que foi 41,84% menor para o lado D ($p = 0,0001$), trabalho total relativo (%) de RE maior em 17,82% para o lado D ($p = 0,031$) e relação agonista/antagonista (%) maior em 7,9% para o lado D ($p = 0,024$). Com relação às outras variáveis não observamos diferenças significativas.

Tabela 0-5 Resultados obtidos para a velocidade de $60^{\circ}/s^{-1}$ de rotadores internos (RI) e externos (RE) para os lados dominante (D) e não dominante (ND) de jogadores de BCR, Δ (valor delta %) e valor percentual índice de Fadiga.

Variável (n = 22)		D	ND	Δ (D vs. ND) %	Valor de p
Tempo de pico de torque (millessegundo)	RE	360.9 ± 142.5	388.6 ± 154.5	-7.1	0,539
	RI	$730,0 \pm 359,5$	$738,2 \pm 397.1$	-1.1	0.943
Potência (Watts)	RE	35.2 ± 9.9	30.1 ± 10.7	+14.5	0.110
	RI	42.8 ± 14.9	39.7 ± 16.3	+7.24	0.508
Índice de Fadiga (%)	RE	7.2 ± 7.2	2.5 ± 11.4	+65.27	0.111
	RI	6.9 ± 14.9	1.7 ± 11.7	+75.36	0.207
Pico de torque absoluto (N.m)	RE	50.1 ± 13.8	43.5 ± 14.6	+13.17	0.127
	RI	61.4 ± 19.8	56.6 ± 20.1	+7.81	0.428
Trabalho total absoluto(Joules)	RE	323.1 ± 90.8	270.8 ± 91.8	+16.86	0.064
	RI	427.9 ± 147.8	377.6 ± 163.7	+11.75	0.291
Pico de torque relativo (%)	RE	75.8 ± 21.2	65.3 ± 18.1	+13.85	0.083
	RI	91.8 ± 25.6	84.8 ± 26.4	+7.62	0.378
Trabalho total reativo (%)	RE	88.1 ± 25.9	$72.4 \pm 20.7^*$	+17.82	0.031
	RI	112.3 ± 34.1	100.1 ± 34.9	+10.86	0.245
Relação agonista/antagonista (%)	D/ND	84.8 ± 9	$78.1 \pm 9.9^*$	+7.9	0.024
Índice de déficit contralateral (%)	D/ND	11.97 ± 17.05	6.50 ± 17.63	-84.15	0.301

Dados apresentados como média \pm desvio padrão. *Indica diferença significativa (relativa ao lado ND) quando da aplicação do teste t para amostras não pareadas ($p < 0.05$).

Na tabela 6 abaixo estão apresentados os resultados obtidos para as variáveis tempo de pico de torque (décimos de segundo), potência (Watts), ÍNDICE DE FADIGA (%), pico de torque absoluto (N.m), trabalho total absoluto (joules), pico de torque relativo (%), trabalho total relativo (%) e relação agonista/antagonista (%) para a velocidade de $240^\circ/\text{s}^{-1}$ de rotadores internos (RI) e externos (RE) dos lados dominante (D) e não dominante (ND) de jogadores de BCR. Observamos que não houve diferença estatisticamente significativa (teste t para amostras não pareadas) quando da comparação dos lados D vs. ND de RE e RI com relação às variáveis analisadas.

Tabela 6: Resultados obtidos para a velocidade de $240^\circ/\text{s}^{-1}$ de rotadores internos (RI) e externos (RE) quando da comparação dos lados dominante (D) vs. não dominante (ND) de jogadores de BCR.

Variável (n = 22)		D	ND	Δ (D vs. ND) %	Valor de p
Tempo de pico de torque (décimos de segundo)	RE	214.5 \pm 150.0	225 \pm 152.7	-4.89	0.769
	RI	402.3 \pm 188.1	436.4 \pm 156.8	-8.47	0.495
Potência (Watts)	RE	70.7 \pm 25.7	80.9 \pm 33.2	-14.42	0.263
	RI	63.8 \pm 23.9	76.8 \pm 35.3	-20.37	0.162
Índice de Fadiga (%)	RE	19.9 \pm 9.3	19.7 \pm 10.5	+1.5	0.939
	RI	13.4 \pm 21.9	11.9 \pm 14.2	+11.19	0.795
Pico de torque absoluto (Nm)	RE	45.3 \pm 12.0	41.4 \pm 10.5	+8.60	0.255
	RI	60,8 \pm 19,8	59,1 \pm 23,3	+2,79	0,804
Trabalho total absoluto (Joules)	RE	901,1 \pm 307,3	1170,7 \pm 468,5	-29,91	0,290
	RI	815,6 \pm 267,8	1098,5 \pm 484,4	-34,68	0,210
Pico de torque relativo (%)	RE	68,5 \pm 17,9	62,5 \pm 14,1	+8,75	0,185
	RI	90,3 \pm 24,8	87,9 \pm 29,0	+2,65	0,762
Trabalho total relativo (%)	RE	71,1 \pm 23,6	68,6 \pm 18,3	+3,51	0,192
	RI	99,3 \pm 34,6	91,7 \pm 31,3	+7,65	0,454
Relação agonista/antagonista (%)	D/ND	77,6 \pm 17,0	73,8 \pm 15,4	+4,89	0,296

Dados apresentados como média \pm desvio padrão; %= Valor percentual; Δ =delta; = probabilidade de significância.

4.3 CORRELAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS ISOCINÉTICAS E A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL DE ATLETAS DE BCR

As tabelas 7 e 8 apresentam os valores de correlação entre variáveis isocinéticas e classificação funcional de atletas de BCR nas velocidades de 60 e 240°/s⁻¹.

Para tanto, foi utilizado o critério de Levin (1987), no qual os valores associação para r maiores que 0.70 estão definidos como altas, moderadas para 0.50-0.69, baixas para 0.26-0.49 e fraca ou nenhuma correlação para 0.00-0.25 utilizamos o método em 32 variáveis isocinéticas a velocidade de 60°/s⁻¹ e 30 variáveis isocinéticas na velocidade 240°/s⁻¹ entre a classificação funcional de atletas de BCR .

A 60°/s⁻¹, 50% das variáveis apresentaram associação positiva fraca ($n = 16$), 9% das variáveis apresentam associação positiva baixa ($n = 3$), 22% das variáveis apresentaram associação negativa fraca ($n = 7$), 19% das variáveis apresentaram associação negativa baixa ($n = 6$).

Na velocidade 240°/s⁻¹ foi observado que 40% das variáveis apresentam associação positiva fraca ($n = 12$), 3% das variáveis apresentaram associação positiva moderada ($n = 1$), 40% das variáveis apresentaram associação negativa fraca ($n = 12$), 14% das variáveis apresentaram associação negativa baixa ($n = 4$), 3% das variáveis apresenta associação negativa moderada ($n = 1$).

Tabela 7 Correlações (coeficiente de Pearson) obtidas entre as variáveis isocinéticas de rotadores internos (RI) e externos (RE) para o lado dominante (D) e não dominante (ND) com a classificação funcional de jogadores de BCR para a velocidade de 60°/s⁻¹.

Variável	Valor da correlação	Valor de p	Nível da correlação pelo critério de Levin
Pico de torque absoluto para o membro D em RE	$r=0.4$	$p=0.9$	Positiva baixa
Pico de torque absoluto para o membro D em RI	$r=0.1$	$p=0.6$	Positiva fraca
Pico de torque absoluto para o membro ND em RE	$r=-0.06$	$p=0.6$	Negativa fraca
Pico de torque absoluto para o membro ND em RI	$r=-0.1$	$p=0.6$	Negativa fraca
Pico de torque relativo para o membro D em RE	$r=0.2$	$p=0.07$	Positiva fraca

Pico de torque relativo para o membro D em RI	r=-0.03	p=0.2	Positiva fraca
Pico de torque relativo para o membro ND em RE	r=0.1	p=0.07	Positiva fraca
Pico de torque relativo para o membro ND em RI	r=-0.42	p=0.04	Negativa baixa
Potência média para o membro D em RE	r=0.09	p=0.6	Positiva fraca
Potência média para o membro D em RI	r=-0.03	p=0.8	Negativa fraca
Potência média para o membro ND em RE	r=-0.06	p=0.8	Negativa fraca
Potência média para o membro ND em RI	r=-0.04	p=0.7	Negativa fraca
Trabalho absoluto para o membro ND em RE	r=0.1	p=0.7	Positiva fraca
Trabalho absoluto para o membro ND em RI	r=0.02	p=0.9	Positiva fraca
Trabalho absoluto para o membro D em RE	r=0.01	p=0.9	Positiva fraca
Trabalho absoluto para o membro D em RI	r=-0.1	p=0.7	Negativa fraca
Trabalho relativo para o membro D em RE	r=-0.3	p=0.2	Negativa baixa
Trabalho relativo para o membro D em RI	r=-0.4	p=0.08	Negativa baixa
Trabalho relativo para o membro ND em RE	r=-0.4	p=0.04	Negativa baixa
Trabalho relativo para o membro ND em RI	r=-0.4	p=0.6	Negativa baixa
Tempo de pico de torque para o membro D em RE	r= 0.4	p=0.08	Positiva baixa
Tempo de pico de torque para o membro D em RI	r=0.1	p=0.5	Positiva fraca
Tempo de pico de torque para o membro ND em RE	r=0.07	p=0.7	Positiva fraca
Tempo de pico de torque para o membro ND em RI	r=0.01	p=0.6	Positiva fraca
Índice de fadiga para o membro D em RE	r=-0.4	p=0.03	Negativa baixa
Índice de fadiga para o membro D em RI	r=0.1	p=0.6	Positiva fraca
Índice de fadiga para o membro ND em RE	r=-0.009	p=0.9	Negativa fraca
Índice de fadiga para o membro ND em RI	r=0.3	p=0.2	Positiva baixa
Déficit contralateral para o membro D	r=0.047	p=0.760	Positiva fraca
Déficit contralateral para o membro ND	r=0.15	p=0.311	Positiva fraca
Relação agonista/antagonista para o membro D	r=0.2	p=0.5	Positiva fraca
Relação agonista/antagonista para o membro ND	r= 0.2	p=0.3	Positiva fraca

p= probabilidade de significância

Tabela 8:Correlações obtidas (coeficiente de Pearson) entre as variáveis isocinéticas de rotadores internos (RI) e externos (RE) para os lados dominante (D) e não dominante (ND) com a classificação funcional de jogadores de BCR para a velocidade de $240^{\circ}/s^{-1}$.

Variável	Valor da correlação	Valor de p	Nível da correlação pelo critério de <i>Levin</i>
Pico de torque absoluto para o membro D em RE	r= 0.03	p= 0.3	Positiva fraca
Pico de torque absoluto para o membro D em RI	r= 0.1	p= 0.5	Positiva fraca
Pico de torque absoluto para o membro ND em RE	r= 0.08	p= 0.5	Positiva fraca
Pico de torque absoluto para o membro ND em RI	r= 0.03	p= 0.7	Positiva fraca
Pico de torque relativo para o membro D em RE	r= -0.2	p= 0.3	Negativa fraca

Pico de torque relativo para o membro D em RI	r= -0.3	p= 0.1	Negativa baixa
Pico de torque relativo para o membro ND em RE	r= -0.2	p= 0.07	Negativa fraca
Pico de torque relativo para o membro ND em RI	r= -0.4	p= 0.2	Negativa baixa
Potência média para o membro D em RE	r= 0.1	p= 0.5	Positiva fraca
Potência média para o membro D em RI	r= 0.2	p= 0.4	Positiva fraca
Potência média para o membro ND em RE	r= -0.1	p= 0.5	Negativa fraca
Potência média para o membro ND em RI	r= -0.03	p= 0.8	Negativa fraca
Trabalho absoluto para o membro ND em RE	r= 0.1	p= 0.6	Positiva fraca
Trabalho absoluto para o membro ND em RI	r= 0.1	p= 0.6	Positiva fraca
Trabalho absoluto para o membro D em RE	r= -0.2	p= 0.3	Negativa fraca
Trabalho absoluto para o membro D em RI	r= -0.06	p= 0.7	Negativa fraca
Trabalho relativo para o membro D em RE	r= -0.3	p= 0.2	Negativa fraca
Trabalho relativo para o membro D em RI	r= -0.4	p= 0.06	Negativa baixa
Trabalho relativo para o membro ND em RE	r= -0.3	p= 0.1	Negativa fraca
Trabalho relativo para o membro ND em RI	r= -0.3	p= 0.1	Negativa fraca
Tempo de pico de torque para o membro D em RE	r= 0.5	p= 0.007	Positiva moderada
Tempo de pico de torque para o membro D em RI	r= 0.02	p= 0.9	Positiva fraca
Tempo de pico de torque para o membro ND em RE	r= 0.2	p= 0.3	Positiva fraca
Tempo de pico de torque para o membro ND em RI	r= 0.1	p= 0.04	Positiva fraca
Índice de fadiga para o membro D em RE	r= -0.5	p= 0.03	Negativa moderada
Índice de fadiga para o membro D em RI	r= -0.1	p= 0.7	Negativa fraca
Índice de fadiga para o membro ND em RE	r= -0.2	p= 0.3	Negativa fraca
Índice de fadiga para o membro ND em RI	r= -0.3	p= 0.1	Negativa baixa
Relação agonista/antagonista para o membro D	r= 0.08	p= 0.7	Positiva fraca
Relação agonista/antagonista para o membro ND	r= -0.01	p= 0.9	Negativa fraca

p= probabilidade de significância

5 DISCUSSÃO

Nosso objetivo primário foi traçar o perfil das variáveis isocinéticas da articulação do ombro de atletas de BCR. Secundariamente, verificamos as correlações existentes entre variáveis isocinéticas referente às rotações externa e interna do ombro com a classificação funcional de atletas de BCR para as velocidades de $60^{\circ}/s^{-1}$ e $240^{\circ}/s^{-1}$.

Nesse estudo, foi possível observar a influência inversamente proporcional da relação isocinética com o aumento da velocidade angular, reforçado por estudos anteriores. Muito embora, nossa proposta não transite objetivamente pela relação de mudança na velocidade

angular, desde os primórdios da dinamometria eletromecânica, recomenda-se que as velocidades angulares sejam coerentes e consistentes, a fim de minimizar o impacto nos parâmetros estudados (Colliander e Tesch, 1989).

Quanto ao nosso objetivo primário, observamos que quando da comparação entre os lados D vs. ND a $60^\circ/\text{s}^{-1}$ em nove variáveis foi possível observar diferença estatisticamente significativa para as seguintes variáveis: **Pico de torque absoluto e relativo, Trabalho absoluto e relativo, Índice de fadiga, Relação Agonista /Antagonista**, totalizando um valor de 67% de predomínio do lado D comparado ao ND. Por outro lado, em 33% das variáveis, **Tempo de pico de torque, Potência, Índice de fadiga**, com predomínio do lado ND comparado ao D.

Quando da comparação entre os lados D vs. ND a $240^\circ/\text{s}^{-1}$ em oito variáveis, houve diferenças estatisticamente significativas para as seguintes variáveis: **Índice de fadiga, Pico de torque absoluto e relativo, Trabalho relativo e Relação Agonista /Antagonista** nessas variáveis (62%), o lado D foi maior quando comparado ao ND. Por outro lado, em 38% das variáveis, **Tempo de pico de torque, Potência e Trabalho absoluto** os valores para o lado ND foram maiores quando comparado ao D.

Já para as correlações estabelecidas entre RE vs. RI sobre 32 variáveis isocinéticas e a classificação funcional a $60^\circ/\text{s}^{-1}$, em 50% das variáveis, o nível das correlações foram positivo fraco ($n = 16$), 22% das variáveis o nível das correlações foram negativo fraco ($n = 7$) e 16% das variáveis o nível das correlações foram negativo moderado ($n = 5$) de acordo com o critério de *Levin* (1987). No entanto, as correlações estabelecidas entre RE vs. RI em 28 variáveis isocinéticas e a classificação funcional a $240^\circ/\text{s}^{-1}$, demonstrou que em 40% das variáveis o nível das correlações foram positivo fraco ($n = 12$), 47% das variáveis o nível das correlações foram negativo fraco ($n = 12$), 3% das variáveis o nível de correlação foi positivo moderado ($n = 1$), 10% das variáveis o nível das correlações foram negativo moderado ($n = 3$).

A esse respeito, de Lira et al. (2010), conduziram um estudo que teve por objetivo avaliar o desempenho aeróbio e anaeróbio de atletas de BCR e verificar a correlação com o sistema de classificação funcional da Federação Internacional de Basquetebol em Cadeira de Rodas. Para isso, avaliaram atletas de BCR do gênero masculino com a equipe nacional que

participou dos Jogos Paralímpicos de Atenas 2004. Esses atletas foram submetidos ao teste de exercício cardiopulmonar e teste de *Wingate* de membros superiores. Os autores demonstraram que o escore de classificação funcional correlacionou-se com a potência pico absoluta ($r = 0.50$), relativa ($r = 0.90$) e média absoluta ($r = 0.93$), bem como no pico de consumo absoluto de oxigênio ($r = 0.68$) e limiar ventilatório ($r = 0.71$). Os seus achados sustentam a classificação funcional criada para estabelecer a capacidade funcional de atletas de BCR, já que a mesma correlacionou-se com parâmetros de desempenho aeróbio e anaeróbio de jogadores de elite de BCR.

Apesar de nossos achados não terem proporcionado altos níveis de correlação entre as variáveis houve uma tendência de associação moderada positiva, para a variável tempo de pico de torque para o membro D em RE, na velocidade angular de $240^{\circ}/s^{-1}$.

Crespo-Ruiz et al. (2011) analisaram parâmetros temporais por meio da cinemática dos membros superiores em atletas BCR, e observaram que o valor dos parâmetros temporais, bem como a duração da fase de impulso, a relação entre fase de impulso / fase de recuperação, contato e ângulo de propulsão parece diminuir à medida que a classificação funcional aumenta.

No entanto, nossos achados encontraram justamente o contrário, à medida que a classe funcional aumentava o tempo de pico de torque também aumentava. Uma das hipóteses aponta para uma maior possibilidade de amplitude articular total dos atletas com menor comprometimento funcional, sugerindo assim para futuros estudos uma abordagem mais ampla sobre essa variável com base no ângulo de pico de torque.

Esse retardo no tempo de pico de torque pode estar associado a uma maior participação involuntária do sistema nervoso central com a finalidade de economia de energia, afim de não colapsar a ação muscular, uma vez que os altos valores de classe funcional no BCR estão muitas vezes em atletas ambulantes ou com um menor comprometimento funcional (St CLAIR GIBSON, NOAKES, 2003).

Em outra variável, índice de fadiga para o membro D em RE, o resultado negativo moderado, quanto mais baixo o seu valor, mais alta é a habilidade do atleta manter

desempenho, indicou que atletas com altos valores de classe funcional estão mais capacitados fisiologicamente, sugerindo uma vantagem cardiovascular e na adaptação ao treinamento.

Quanto aos valores referentes a características dos atletas (tabela 1), o IMC (masculino e feminino) apresenta valores considerados ideais pela literatura, e abaixo dos valores em sujeitos cadeirantes não atletas, o que demonstra um equilíbrio na dieta com ingestão de gordura suficiente para fornecer os ácidos graxos essenciais e vitaminas lipossolúveis e para contribuir com energia para a manutenção do massa corporal. Além disso, a prática esportiva pode auxiliar positivamente na manutenção desse IMC (GORGEY et al. 2015; GUPTA et al. 2006, NETO; LOPES, 2011; ROSPO; VALSECCHI; BONOMI, 2016).

Valores acima ou abaixo da normalidade podem sugerir distúrbios psicológicos e como consequência prejuízo no desempenho, distúrbios no ciclo menstrual nas mulheres, prejuízo a densidade mineral óssea podendo levar à osteoporose, complicações músculo esqueléticas e disfunção endotelial em ambos os sexos. Embora o desempenho do exercício possa ser afetado pelo peso e composição corporal, esses não devem ser utilizados como único critério para o desempenho esportivo (ZIV; LIDOR, 2009).

Apesar de não ter comparado os dados de acordo com o gênero, é possível que haja um fator interveniente para o resultado de correlação observado na tabela 8, uma vez que Gromeier et al. (2017), observaram diferença entre gêneros referente as ações motoras tanto quantitativamente quanto qualitativamente. Além disso, outros autores, constataram também a influência do gênero na velocidade do gesto motor, sugerindo uma vantagem fisiológica relativo à potência muscular no sexo masculino (GROMEIER et al. 2017; ROBERTON; KONCZAK, 2001).

Outro fator que sugere influência e que não foi objeto de correlação o IMC (tabela 13 e 14) assim como o tempo de prática no esporte, podem ser limitantes para uma boa correlação, uma vez que Dysterheft et al (2017), perceberam uma maior variação no valor de torque durante a propulsão de cadeira de rodas em indivíduos com maior IMC, observando os efeitos do tempo de prática em usuários de cadeira de rodas (RICE et al., 2015).

Akinoğlu e Kocahan (2017), também buscaram na avaliação isocinética, caracterizam a força muscular na articulação do ombro de jogadores de BCR (flexão e extensão), com foco

no aprimoramento do programa de treinamento. Desta forma, observaram que, independente da velocidade angular, a força do lado D em flexão se sobressai na comparação ao lado ND (AKINOĞLU; KOCAHAN, 2017).

O estudo conduzido por Leicht et al. (2017), sugere que os atuais sistemas de classificação utilizados em BCR não refletem com precisão a função autonômica e cardiovascular. Sendo assim, é possível que alguns atletas estejam competindo em desvantagem/vantagem dentro de sua respectiva modalidade, corroborando com outros autores (GOOSEY-TOLFREY; LEICHT 2013).

No presente trabalho, não foi encontrada uma correlação entre classe funcional e pico de torque absoluto a $60^{\circ}/s^{-1}$ e $240^{\circ}/s^{-1}$. Entretanto, houve uma tendência moderada negativa entre o comportamento da classe funcional e o valor de pico de torque relativo ao peso corporal, no membro não dominante em rotação interna ($r = -0.4$) e membro dominante em rotação externa a $60^{\circ}/s$ ($r = 0.4$).

Desta forma este resultado sugere que, mesmo uma parcela da amostra não apresentando maiores comprometimentos na coluna cervical um comportamento do pico de torque do ombro de jogadores de basquete não tem associação direta com o comprometimento da classe funcional.

Quando comparada a velocidade de $240^{\circ}/s^{-1}$, essas variáveis não demonstraram nenhuma associação entre classe funcional e pico de torque absoluto.

No entanto, houve uma tendência moderada negativa entre o comportamento da classe funcional e o valor de pico de torque relativo ao peso corporal, no membro não dominante em rotação externa ($r = -0.4$).

Os achados demonstram que os valores absolutos e relativos obtidos nos testes isocinéticos em velocidade angular baixa ($60^{\circ}/s^{-1}$) e alta ($240^{\circ}/s^{-1}$) não conseguem fornecer um parâmetro que possa ser capaz de fornecer associação forte entre a classificação funcional e um perfil normativo da força de atletas em BCR.

6 CONCLUSÃO

Nesse trabalho não foi possível observar se a classificação funcional dos atletas de BCR tem expressiva associação com os parâmetros isocinéticos. As evidências científicas não suportam a classificação funcional como um bom fator de associação para os parâmetros isocinéticos, tendo em vista sua ampla variabilidade de fatores vinculados ao procedimento e aos avaliados. Portanto, sugerimos cautela ao usar a dinamometria isocinética para avaliar ou comparar o impacto do comprometimento funcional em atletas de cadeira de rodas de diferentes classes funcionais e acometimentos.

6.1 APLICAÇÕES PRÁTICAS

A avaliação isocinética pode ser melhor aproveitada no BCR, para a manutenção de valores de referência de força e potência musculares desde que se avalie com uma velocidade angular baixa e em atletas de classe funcional alta.

6.2 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O grande desafio nesse trabalho foi operacionalizar essa associação, uma vez que o critério de classificação funcional é por articulação e seu somatório dará origem à classificação funcional. Existem várias limitações acerca desta pesquisa que devem ser consideradas. A acessibilidade ao equipamento para a avaliação do ombro e equipamentos e assessórios adaptados para essa população é uma delas. Podemos elencar também a quantidade variada de deficiência que é inerente da modalidade BCR, além de ser uma população de etiologias de acometimentos e doenças variadas. Apesar da grande adesão dos voluntários, uma limitação do estudo foi o tamanho de amostra relativamente pequeno, o que limitou a força das conclusões que poderiam ter sido feitas a partir do uso de uma análise estatística mais robusta. Ainda assim, esta pesquisa certamente acrescenta novos fatos à literatura, pois é um dos poucos estudos que examinaram um grande número de variáveis isocinéticas em busca de associação com a classe funcional dos atletas de BCR, tornando-se assim um ponto de partida para novas e futuras pesquisas.

6.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Aceitei um desafio único de mostrar dentro de uma nova perspectiva, a associação da dinamometria eletromecânica e sua capacidade de aquisição de dados com a classe funcional do BCR. Além dos principais componentes para o desempenho dos "esportes de rodas" (atleta e a cadeira) componentes biomecânicos, que permitem a propulsão da cadeira de rodas, existem ainda os movimentos esportivos imprescindíveis dentro de um determinado esporte, bem como variáveis relativas ao treinamento, tempo de prática, nível de lesão, intensidade e volume de treinamento. Os dados e trabalho têm o intuito de auxiliar cientistas do esporte paralímpico, treinadores e profissionais da área da saúde pois revela informações baseadas em evidências científicas. Este trabalho tem potencial para contribuir com o desenvolvimento dos esportes de cadeiras de rodas, em especial os esportes de quadra, torço para que seja possível replica-lo a outras modalidades paralímpicas, o que pode gerar novas discussões sobre velhos e novos conceitos a respeito do manejo, treinamento, economia e eficiência mecânica de propulsão de cadeira de rodas. Espero que este trabalho tenha mostrado mais dúvidas que certezas, e que o “sul” seja o “novo norte” para futuros trabalhos com a tecnologia isocinética e atletas paralímpicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKINOĞLU, B.; KOCAHAN, T. Characteristics of upper extremity's muscle strength in Turkish national wheelchair basketball players team. **Journal of exercise rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 62–67, 2017. Korean Society of Exercise Rehabilitation. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28349035>>. Acesso em: 10/4/2017.

_____. **A Comparison of Wrist Isokinetic Muscle Strength in Wheelchair Table Tennis and Wheelchair Basketball Players**. Orthopaedic Journal of Sports Medicine 5.2 suppl2 .2017

ALSCHULER, K. N.; JENSEN, M. P.; SULLIVAN-SINGH, S. J. **The association of age, pain, and fatigue with physical functioning and depressive symptoms in persons with spinal cord injury**. The journal of spinal cord medicine, v. 36, n. 5, p. 483–91, 2013. Abingdon, Estados Unidos: Jackson Heights, NY : American Paraplegia Society,. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23941796>>. Acesso em: 27/3/2016.

ALTMANN et al. Improvement of the Classification System for Wheelchair Rugby : Athlete Priorities. Adapt Phys Activ. 31 (4): 377-89. 2014.

American Academy of Orthotists and Prosthetists. Post-Operative Management of the Lower Extremity Amputee: Official Findings of the Consensus Conference. American Academy of Orthotists and Prosthetists. 2004

ANDRADE, M. D. S.; DE LIRA, C. A. B.; VANCINI, R. L. **Profiling the isokinetic shoulder rotator muscle strength in 13- to 36-year-old male and female handball players**. Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine, v. 14, n. 4, p. 246–52, 2013. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23664056>>. Acesso em: 9/1/2015.

ANDRADE, M. S.; VANCINI, R. L.; DE LIRA, C. A. B. **Shoulder isokinetic profile of male handball players of the Brazilian National Team**. Braz J Phys Ther.,17(6):572-8 Nov-Dec 2013.

APPLE, D. **Pain above the injury level**. Spinal Cord Inj Rehabil. 7:18–29. 2001.

AYTAR, A. et al. Scapular resting position, shoulder pain and function in disabled athletes. **Prosthetics and orthotics international**, v. 39, n. 5, p. 390–6, 2015. Disponível em: <<http://poi.sagepub.com/content/39/5/390.abstract>>.

BALISKI, C. R. et al., Hemipelvectomy: A changing perspective for a rare procedure. **Canadian Journal of Surgery**, v. 47, n. 2, p. 99–103, 2004. Ottawa,, Canada: Canadian Medical Association. Disponível em: <<http://canjsurg.ca/vol47-issue2/47-2-99/>>. Acesso em: 18/5/2016.

BATALHA, N. M. P.; MARINHO, D. A.; RAIMUNDO, A. M. **Perfil de força isocinética dos rotadores dos ombros em jovens nadadores**. Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, v. 14, n. 5, p. 545–553, 2012. Universidade Federal de Santa Catarina. Disponível em: <<http://www.periodicos.ufsc.br/index.php/rbcdh/article/view/23199>>. Acesso em: 5/10/2016.

BECKMAN, E. M.; TWEEDY, S. M. **Towards evidence-based classification in Paralympic athletics: evaluating the validity of activity limitation tests for use in classification of Paralympic running events**. British Journal of Sports Medicine, v. 43, n. 13, p. 1067–1072, 2009. Disponível em: <<http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsm.2009.061804>>. Acesso em: 4/10/2016.

BEN MOUSSA ZOUITA, et al. **The effect of 8-weeks proprioceptive exercise program in postural sway and isokinetic strength of ankle sprains of Tunisian athletes**. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, v. 56, n. 9, p. 634–643, 2013.

BERNARD, P.; CODINE, P.; MINIER, J. **Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes**. Spinal Cord, v. 42, p. 222–229, 2004.

BHAMBHANI, Y. **Physiology of Wheelchair Racing in Athletes with Spinal Cord Injury**.

Sports Medicine, v. 32, n. 1, p. 23–51, 2002.

BIODEX ADVANTAGE SOFTWARE. ., v. 6339.

BIODEX MULTI-JOINT SYSTEM -PRO SETUP/OPERATION MANUAL. California, 2014.

CALMELS, P.; MICK, G.; PERROUIN-VERBE, B.; VENTURA, M. **Neuropathic pain in spinal cord injury: Identification, classification, evaluation.** Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2009.

CAVEDON, V.; ZANCANARO, C.; MILANESE, C. **Physique and performance of young wheelchair basketball players in relation with classification.** (J. Sampaio, Org.) **PLoS ONE**, v. 10, n. 11. Trás-os-Montes, PORTUGAL. 2015

CHEN, C.L., et al. **Comparison of the Effects between Isokinetic and Isotonic Strength Training in Subacute Stroke Patients.** Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases, v. 24, p. 1317–1323, 2015.

CHURTON, E.; KEOGH, J. W. **Constraints influencing sports wheelchair propulsion performance and injury risk.** BMC sports science, medicine and rehabilitation, v. 5, n. 2052–1847, p. 1–10, 2013. Gray's Inn Road, London: BioMed Central. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3646505&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 25/7/2016.

COLLIANDER, E.B.; TESCH, P.A. **Bilateral eccentric and concentric torque of quadriceps and hamstring muscles in females and males.** Eur J Appl Physiol Occup Physiol. v.59, n 3:227-32. 1989.

COOPER, R. A. **Wheelchair racing sports science: a review.** Journal of rehabilitation research and development, v. 27, n. 3, p. 295–312, 1990.

COOPER, R.A.; De LUIGI, A.J. **Adaptive sports technology and biomechanics: Wheelchairs**. In PM&R, v.6(8Suppl):p.31-39. 2014. disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148214002548>
 COSTA, R.; JAYNE MARIE CHILUTTI; DEGARAY, E.; et al. **Official Player Classification Manual**. Winnipeg, 2010.

CROMPTON, J.; GALEA, M. P.; PHILLIPS, B. **Hand-held dynamometry for muscle strength measurement in children with cerebral palsy**. Developmental Medicine and Child Neurology, v. 49, n. 2, p. 106–111, 2007.

CURRIE, K. D; WEST, C.R; KRASSIOUKOV, A.V. **Differences in Left Ventricular Global Function and Mechanics in Paralympic Athletes with Cervical and Thoracic**. Spinal Cord Injuries Ventricular Mechanics in SCI Paralympians. , v. 7, 2016.

DE WILDE, L. et al. **Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: a computerised study**. Clinical Biomechanics, v. 17, n. 7, p. 499–505, 2002. Elsevier. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003302000657>>. Acesso em: 4/12/2016.

DE WITTE, A. M. H.; et al. **Do field position and playing standard influence athlete performance in wheelchair basketball?** Journal of Sports Sciences, v. 34, n. 9, p. 811–820, 2016.

DVIR, Z. **Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. São Paulo: Manole, 2002.

DYER, B. **The Progression of Male 100 m Sprinting with a Lower-Limb Amputation 1976–2012**. Sports, v. 3, n. 1, p. 30–39, 2015.

EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. The avoidability of soccer injuries. **International journal of sports medicine**, v. 4, n. 2, p. 124–8, 1983. Disponível em: <<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-2008-1026025>>. Acesso em: 21/3/2017.

ERIKS-HOOGLAND, I. E.; HOEKSTRA, T.; DE GROOT, S. **Trajectories of musculoskeletal shoulder pain after spinal cord injury: Identification and predictors.** The Journal of Spinal Cord Medicine, v. 37, n. 3, p. 288–298, 2014. Disponível em: <http://pmc/articles/PMC4064578/?report=abstract>. .

ERNESTO, C. et al. **Effects of different rest intervals on isokinetic muscle performance among older adults.** Rev Bras Fisioter, v. 13, n. 1, p. 65–72, São carlos, Brazil. 2009.

FRANKEL, H. L. **The Sir Ludwig Guttmann Lecture 2012: the contribution of Stoke Mandeville Hospital to spinal cord injuries.** Spinal Cord, v. 50, p. 790–796, 2012. Macmillan Publishers Limited. Disponível em: http://www.nature.com/npg_/index_npg.html. Acesso em: 12/11/2016.

GEERE, J. et al. **Power grip, pinch grip, manual muscle testing or thenar atrophy - which should be assessed as a motor outcome after carpal tunnel decompression? A systematic review.** BMC musculoskeletal disorders, v. 8, p. 114, 2007. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18028538>. Acesso em: 19/5/2016.

GIL-AGUDO, A.; DEL AMA-ESPINOSA, A.; CRESPO-RUIZ, B. **Wheelchair Basketball Quantification.** Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 2010. Maryland Heights: Elsevier Inc.

GIL, S. M.; YANCI, J.; OTERO, M. **The Functional Classification and Field Test Performance in Wheelchair Basketball Players.** Journal of Human Kinetics, v. 46, p. 219–229, 2015.

GOOSEY-TOLFREY, V. et al. **Effects of inspiratory muscle training on respiratory function and repetitive sprint performance in wheelchair basketball players.** Br J Sports Med, v. 44, 2010.

GOOSEY-TOLFREY, V. L.; LEICHT, C. A. **Field-based physiological testing of wheelchair athletes.** Sports Medicine, 2013.

GOOSEY, V. L.; CAMPBELL, I. G. **Symmetry of the elbow kinematics during racing wheelchair propulsion.** *Ergonomics*, v. 41, n. 12, p. 1810–20, 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9857839>>. .

GORGEY, A. S.; WELLS, K. M.; AUSTIN, T. L. **Adiposity and spinal cord injury.** *World Journal of Orthopedics*, v. 6, n. 8, p. 567–576, 2015.

GROMEIER, M.; KOESTER, D.; SCHACK, T. **Gender Differences in Motor Skills of the Overarm Throw.** *Frontiers in Psychology*, v. 8, n. February, p. 1–12, 2017. Virginia, USA: Frontiers IN Psychology. Disponível em: <<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpsyg.2017.00212/full>>. Acesso em: 17/3/2016.

GUO, L.Y. et.al. **Moment generation in wheelchair propulsion.** *Proc Inst Mech Eng H*;217:405–413. 2003.

GUNEY, H.; HARPUT, G.; COLAKOGLU, F.; BALTACI, G. **The Effect of glenohumeral internal-rotation deficit on functional rotator-strength ratio in adolescent overhead athletes.** *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 25, n. 1, p. 52–57, 2016. Disponível em: <<http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jsr.2014-0260>>. Acesso em: 21/3/2017.

GUPTA, N.; WHITE, K. T.; SANDFORD, P. R. **Body mass index in spinal cord injury – a retrospective study.** *Spinal Cord*, v. 44, n. 2, p. 92–94, 2006.

GUTTMANN, L. **THE 1964 INTERNATIONAL STROKE MANDEVILLE GAMES FOR THE PARALYSED : TOKYO.** 1965. *Physiotherapy*. Mar;51:78-83.1965.

GUTTMANN, L. **New hope for spinal cord sufferers*.** *Paraplegia*, v. 17, n. 5, p. 6–15. 1979.

GUTTMANN, S. L. **History of the National Spinal Injuries Centre, Stoke Mandeville Hospital, Aylesbury.** *Paraplegia*. Nov;5(3):115-26.1967.

HUTZLER, Y.; OCHANA, S.; BOLOTIN, R.; KALINA, E. **Aerobic and anaerobic arm-cranking power outputs of males with lower limb impairments: relationship with sport participation intensity, age, impairment and functional classification.** Spinal Cord, v. 36, n. 3, p. 205–212, 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9554023>>. .

IHARA, F. R.; CEVALES, M.; PINTO, S. D. S. **Avaliação muscular isocinética da musculatura abduutora e adutora de coxa em atletas de natação do estilo peito.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v. 6, p. 93–98, 2000.

INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE. Rio 2016 **Classification Guide.** International Paralympic Committee.2016.

IPC. **Layman ' s Guide to Paralympic Classification.**Nov,2012. DISPONÍVEL EM: https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/121203164523073_WinterSportLaymens.pdf

ITURRICASTILLO, A.; GRANADOS, C.; YANCI, J. **Changes in Body Composition and Physical Performance in Wheelchair Basketball Players during a Competitive Season.** Journal of Human Kinetics, v. 48, n. 1, p. 157–165, 2015. Katowice, Poland: Katowice : Academy of Physical Education. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4721618/>>. Acesso em: 21/10/2016.

IVAMOTO, R.; NAKAMOTO, F.; VANCINI, R. **The influence of acute hypoxic exposure on isokinetic muscle force production.** SpringerPlus, v. 3, n. 1, p. 604, 2014. Disponível em: <<http://www.springerplus.com/content/3/1/604>>. .

IWAS. **ISMWSF History - Int'l Wheelchair & Amputee Sports Federation.** Disponível em: <<http://www.iwasf.com/iwasf/index.cfm/about-iwas111/history/ismwsf-history/>>. Acesso em: 10/3/2017.

IWBF. **Official Wheelchair Basketball Rules IWBF.** korea, 2014.

JULIA, M.; DUPEYRON, A.; LAFFONT, I. **Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles.** Annals of physical and rehabilitation medicine, v. 53, n. 5, p. 293–305, 2010. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065710001089>>. Acesso em: 4/3/2015.

LEE, K.-S.; JUNG, M.-C. **Ergonomic Evaluation of Biomechanical Hand Function.** Safety and Health at Work, v. 6, n. 1, p. 9–17, 2015. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2093791114000729>>.

LEVIN, J. **Estatística aplicada a ciências humanas.** São Paulo: Harbra, 1987.

LO, Y. P.; HSU, Y. C.; CHAN, K. M. **Epidemiology of shoulder impingement in upper arm sports events.** British journal of sports medicine, v. 24, n. 3, p. 173–7, 1990. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2078803>>. Acesso em: 19/6/2016.

MASON, B. S.; VAN DER WOUDE, L. H. V; GOOSEY-TOLFREY, V. L. **The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports.** Sports medicine (Auckland, N.Z.), v. 43, n. 1, p. 23–38, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23315754>>. Acesso em: 4/5/2016.

MASON, B. et al. **The Effect of Wheel Size on Mobility Performance in Wheelchair Athletes.** International Journal of Sports Medicine, v. 33, n. 10, p. 807–812, 2012. © Georg Thieme Verlag KG. Disponível em: <<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0032-1311591>>. Acesso em: 10/9/2016.

MOLIK, B.; KOSMOL, A.; LASKIN, J. J. **Wheelchair basketball skill tests: Differences between athletes' functional classification level and disability type.** Fیزیoterapi Rehabilitasyon, v. 21, n. 1, p. 11–19, 2010.

MOLIK, B.; LASKIN, J. J.; KOSMOL, A. **Relationships between anaerobic performance,**

field tests, and functional level of elite female wheelchair basketball athletes. Human Movement, v. 14, n. 4, p. 366–371, 2013. Cracow., Poland. Disponível em: <<http://www.degruyter.com/view/j/humo.2013.14.issue-4/humo-2013-0045/humo-2013-0045.xml>>. Acesso em: 21/5/2017.

MOLIK, B. et al., **Relationship between functional classification levels and anaerobic performance of wheelchair basketball athletes.** Research quarterly for exercise and sport, v. 81, n. 1, p. 69–73, 2010.

MORDIN, M.; FRANQUEL, V. A. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MOREL, B.; CLÉMENÇON, M.; ROTA, S. **Contraction velocity influence the magnitude and etiology of neuromuscular fatigue during repeated maximal contractions.** Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, v. 25, n. 5, p. 432–441, 2015. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/sms.12358/abstract;jsessionid=39DAB9EE222D9A98AFF848B06B90235A.f04t04>>. Acesso em: 1/1/2016.

MORENO, M. A.; PARIS, J. V; SARRO, K. J. **Wheelchair rugby improves pulmonary function in people with tetraplegia after 1 year of training.** Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association, v. 27, n. 1, p. 50–6, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23254487>>. .

MORGULEC-ADAMOWICZ, N. et al., Aerobic, Anaerobic, and Skill Performance With Regard to Classification in Wheelchair Rugby Athletes. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 82, n. 1, p. 61–69, 2011. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2011.10599722>>. Acesso em: 4/10/2016.

MULROY, S.J., et al. **Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study.** Arch Phys Med Rehabil 85:925-934. 2004.

MULROY, S.J., et.al. **Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 1. A kinetic analysis.** J Spinal Cord Med 28:214-221,2005.

NETO, F. R.; LOPES, G. H. **Body composition modifications in people with chronic spinal cord injury after supervised physical activity.** The journal of spinal cord medicine, v. 34, n. 6, p. 586–93, 2011. Disponível em:
<<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3237285&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>.

NITSCHKE, J. E. **Reliability of isokinetic torque measurements: A review of the literature.** Australian Journal of Physiotherapy, v. 38, n. 2, p. 125–134, 1992. Elsevier.

PARALYMPIC COMMITTEE. Bylaws - standing committees. **IPC Handbook**. 4^o ed, p.1–7, 2007. Disponível em:
<https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/141113143356665_2014_10_06+Sec+i+chapter+2_4_4_Classification+Committee+Bylaws_Update_0.pdf>. Acesso em: 4/12/2016.

PAPPAS, G.P. et al. **In vivo anatomy of the neer and hawkins sign positions for shoulder impingement.** J Shoulder Elbow Surg. 2006;15(1):40–9.

PEACOCK, B. et al. **Feedback and maximum voluntary contraction.** Ergonomics, v. 24, n. 3, p. 223–228, 1981. Taylor & Francis Group . Disponível em:
<<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140138108559236>>. Acesso em: 5/12/2016.

PERRET, C. et al. **Locomotor-respiratory coupling in wheelchair racing athletes: A pilot study.** Frontiers in Physiology, v. 7, n. JAN, 2016.

PERRINE, J. . **SePt- 9, 1969. , 1969. U.S.A.** Disponível em: <https://doc-14-bk-apps-viewer.googleusercontent.com/viewer/secure/pdf/3nb9bdfcv3e2h2k1cmql0ee9cvc5l0le/a0p46qjar5daml8v4debsde8uqqhr9i/1443576750000/lantern/*/ACFrOgBhtWIMzkDPT_inhcNsc5Sure2sN4CIB2FZofaBeeeWH9b_jpjOvvrVTgiS9aAgvYNcz9oIObMii0Icm8hgKV2yNj>.

REDDY, A. V. **Isokinetic Dynamometer - Role in sports rehabilitation.** , v. 4, n. 1, 2014.

Letter to the Editor

REINA, R. **Evidence-based classification in paralympic sport: application to football-7-a-side.** Eur. J. Hum. Mov. v. 32, n. 0, p. 161–185, 2014. Caceres. Disponível em: <<http://www.eurjhm.com/index.php/eurjhm/article/view/324/543>>. Acesso em: 2/12/2016.

RICE, I. M.; RICE, L. A.; MOTL, R. W. **Promoting Physical Activity through a Manual Wheelchair Propulsion Intervention in Persons with Multiple Sclerosis.** (G. Collins, Org.) Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 96, n. 10, p. 1850–1858, 2015. Reston. Disponível em: <[http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(15\)00540-7/fulltext](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(15)00540-7/fulltext)>. Acesso em: 27/2/2016.

ROSA, U. H.; VELÁSQUEZ T L. J.; LARA M. C. **Comparación de la eficacia ejercicio terapéutico isocinético vs isométrico en pacientes con artrosis de rodilla.** Reumatología Clínica, v. 8, n. 1, p. 10–14, 2012. Ciudad de México, Mexico: Elsevier. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1699258X11002555>>. Acesso em: 20/5/2017.

ROSPPO, G.; VALSECCHI, V.; BONOMI, A. G. **Cardiorespiratory Improvements Achieved by American College of Sports Medicine's Exercise Prescription Implemented on a Mobile App.** JMIR mHealth and uHealth, v. 4, n. 2, p. e77, 2016. JMIR Publications Inc. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27339153>>. Acesso em: 17/8/2016.

ROY, J.-S.; MA, B.; MACDERMID, J. C.; WOODHOUSE, L. J. **Shoulder muscle endurance: the development of a standardized and reliable protocol.** Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology : SMARTT, v. 3, n. 1, p. 1, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3025902&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. .

SALDÍAS, D. P. et al. **Conceitualização e análise crítica dos dinamômetros isocinéticos.** Brazilian Journal of Biomechanics, v. 12, n. 23, p. 56–66, 2011. São Paulo, Brasil. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/236774149_CONCEITUALIZACAO_ANALISE_CRITICA_E_MODELAGEM_DOS_DINAMOMETROS_ISOCINETICOS>. Acesso em: 13/10/2015.

SAR KABAK, M. et al. **The Effects of Positive and Negative Feedback on Maximal Voluntary Contraction Level of the Biceps Brachii Muscle: Moderating Roles of Gender and Conscientiousness.** *Perceptual and Motor Skills*, v. 0, n. 0, p. 1–13, 2016. Disponível em: <<http://pms.sagepub.com/lookup/doi/10.1177/0031512516673752>>. .

SCHNECK, D., BRONZINO, J. D. **Biomechanics: principles and applications.** Boca Raton London New York Washington, D.C Ed.CRC PRESS.2003.

SÉRGIO, A. et al. **Avaliação isocinética no joelho do atleta.** *Rev Bras Med Esporte*, v. 7, p. 170–174, 2001a. São Paulo, Brasil. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbme/v7n2/v7n2a04.pdf>>. Acesso em: 14/8/2016.

SILVA, A. C.; ANDRADE, M. D. S. Avaliação isocinética em atletas paraolímpicos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 8, n. 3, p. 99–101, 2002.

SILVA, R.; ALMEIDA, V.; MELO, T. **Treinamento de força e desempenho do sistema neuromuscular em idosos.** v. 7, n. 1, p. 16–26, 2014. Disponível em: <www.unibh.br/revistas/escientia/>. .

STARK, B. et al. **Validation of Biodex system 4 for measuring the strength of muscles in patients with rectus diastasis.** *J Plast Surg Hand Surg*, v. 46, p. 102–105, 2012.

STARK, T. et al. **Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review.** *PM and R*, v. 3, n. 5, p. 472–479, 2011. Elsevier Inc. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>>. .

TAYLOR, D. C. et al. **Experimental muscle strain injury. Early functional and structural deficits and the increased risk for reinjury.** *The American journal of sports medicine*. v. 21, n. 2, p. 190–4, 1993. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659302100205>>. Acesso em: 21/3/2017.

TAYLOR, D.; WILLIAMS, T. **Sports injuries in athletes with disabilities: wheelchair racing.** Paraplegia, v. 33, n. 5, p. 296–299, 1995.

TILLIN, N. A.; PAIN, M. T. G.; FOLLAND, J. P. **Contraction type influences the human ability to use the available torque capacity of skeletal muscle during explosive efforts.** Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences, 2012.

TREVINO, M. A.; HERDA, T. J.; COOPER, M. A. **The effects of poliomyelitis on motor unit behavior during repetitive muscle actions: a case report.** BMC research notes, v. 7, p. 611, 2014. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4163171&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>. .

TWEEDY, S. M.; BECKMAN, E. M.; CONNICK, M. J. **Paralympic classification: conceptual basis, current methods, and research update.** PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation, v. 6, n. 8 Suppl, p. S11-7, 2014. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148214002184>. Acesso em: 1/6/2015.

TWEEDY, S. M.; VANLANDEWIJCK, Y. C. **International Paralympic Committee position stand - background and scientific principles of classification in paralympic sport.** Br J Sports Med, v. 45, 2011. Disponível em: <http://sci-hub.cc/10.1136/bjism.2009.065060>. .

TWEEDY, S. M.; VANLANDEWIJCK, Y. C. **International Paralympic Committee position stand--background and scientific principles of classification in Paralympic sport.** British Journal of Sports Medicine. v. 45, n. 4, p. 259–269, 2011. Disponível em: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.2009.065060>. Acesso em: 4/10/2016.

ULLRICH, P. M.; LINCOLN, R. K.; TACKETT, M. J. **Pain, depression, and health care utilization over time after spinal cord injury.** Rehabilitation psychology, v. 58, n. 2, p. 158–65, 2013. Washington, United States: Tempe, Az : Rehabilitation Psychology. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23713727>. Acesso em: 15/7/2016.

VAN BLARCUM, G.S.; SVOBODA S.J. **Glenoumeral Instability Related to Special Conditions: SLAP Tears, Pan-labral Tears, and Multidirectional Instability.** Sports Med Arthrosc. 2017 Sep;25(3):e12-e17. doi: 10.1097/JSA.0000000000000153. PubMed PMID: 28777213 VANLANDEWIJCK, Y. C.; EVAGGELINO, C.; DALY, D. J.; et al. The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players. **Journal of sports sciences**, v. 22, n. 7, p. 668–675, 2004.

VANLANDEWIJCK, Y. C. et al. **The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players.** Journal of sports sciences, v. 22, n. 7, p. 668–675, 2004.

VANLANDEWIJCK, Y. C.; VERELLEN, J.; TWEEDY, S. **Towards evidence-based classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration.** Journal of Sports Sciences. v. 29, n. 10, p. 1089–1096, 2011. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02640414.2011.576694>>. Acesso em: 4/10/2016.

VOGELPOHL, R. E.; KOLLOCK, R. O. **Isokinetic Rotator Cuff Functional Ratios and the Development of Shoulder Injury in Collegiate Baseball Pitchers.** International Journal of Athletic Therapy and Training. v. 20, n. 3, p. 46–52, 2015. Disponível em: <<http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/ijatt.2014-0071>>. Acesso em: 21/3/2017.

WEBBORN, N.; VAN DE VLIET, P. **Paralympic medicine.** Lancet. v. 380, n. 9836, p. 65–71, 2012. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673612608319>>. Acesso em: 10/6/2015.

WEISLAND, T. et al. **Comparison between 30-15 intermittent fitness test and multistage field test on physiological responses in wheelchair basketball players.** Frontiers in Physiology, v. 6, n. DEC, p. 1–8, 2015.

WEISLAND, T. et al. **Effects of eight forms on multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players.** Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, v. 58, p. e65, 2015. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065715002420>>. .

WILBANKS, S. R. et al. **Effects of functional electrical stimulation assisted rowing on aerobic fitness and shoulder pain in manual wheelchair users with spinal cord injury.** The journal of spinal cord medicine, v. 268, n. May, p. 1–10, 2016. Taylor & Francis. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26449780>>. .

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular.** 5^a ed. São Paulo: Medicina Panamericana Editora Brasil, Vol. 3. 2000.

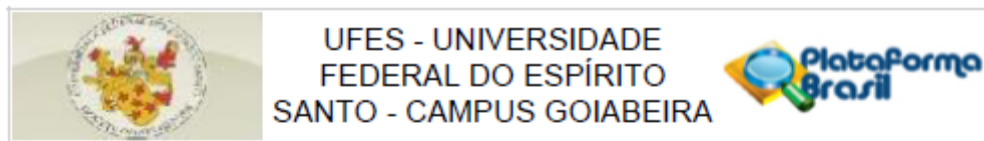
YAGGIE, J. A.; MCGREGOR, S. J. **Effects of Isokinetic Ankle Fatigue on the Maintenance of Balance and Postural Limits.** Arch Phys Med Rehabil, v. 83, n. 2, p. 224–228, 2002. Philadelphia, United States. Disponível em: <[https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003-9993\(02\)83386-X](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003-9993(02)83386-X)>. Acesso em: 12/3/2015.

YANCI, J.; GRANADOS, C.; OTERO, M. **Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players.** Biology of Sport, v. 32, n. 1, p. 71–78, 2015.

ZAWADZKI, J.; BOBER, T.; SIEMIENSKI, A. **Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions.** Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper, v. 12, n. 4, 2010.

ZIV, G.; LIDOR, R. **Physical attributes, physiological characteristics, on-court performances and nutritional strategies of female and male basketball players.** Sports Medicine, 2009.

ANEXO A- APROVAÇÃO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação de parâmetros fisiológicos do treinamento físico e da qualidade de vida de atletas de rúgbi e basquete em cadeira de rodas: o tipo de esporte pode influenciar nesse contexto?

Pesquisador: Hudson Renato de Paula Oliveira

Área Temática:

Versão: 6

CAAE: 52117315.0.0000.5542

Instituição Proponente: Centro de Educação Física e Desportos da Universidade Federal do Espírito

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.189.221

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências. Contudo, reitera-se ainda que os pesquisadores, nenhum com formação em psicologia, caso pretendam utilizar testes psicológicos para fins de pesquisa (prática amparada pelo Conselho Federal de Psicologia), eles não estão aptos a emitir "laudos". Emitir laudo psicológico é função exclusiva do profissional com formação em psicologia.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto aprovado por esse comitê, estando autorizado a ser iniciado.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_643567.pdf	22/06/2017 20:19:14		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_viadocmitedeetica_22_06_2017.docx	22/06/2017 20:18:04	Hudson Renato de Paula Oliveira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura	hudsondetalh15052017.docx	16/05/2017 22:01:20	Hudson Renato de Paula Oliveira	Aceito

Investigador	hudsondetalh15052017.docx	16/05/2017 22:01:20	Hudson Renato de Paula Oliveira	Aceito
Cronograma	Cronogramamensaldeatividades.docx	16/05/2017 20:43:29	Hudson Renato de Paula Oliveira	Aceito
Folha de Rosto	folhahudson.pdf	15/05/2017 17:37:06	Hudson Renato de Paula Oliveira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

VITÓRIA, 27 de Julho de 2017

Assinado por:
KALLINE PEREIRA AROEIRA
(Coordenador)

ANEXO-B (TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO)

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado (a) a participar de um estudo de pesquisa científica realizado por pesquisadores da Universidade Federal do Espírito Santo intitulado *“AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS ISOCINÉTICOS DA ARTICULAÇÃO DO OMBRO DE ATLETAS DE BASQUETE EM CADEIRA DE RODAS: HÁ CORRELAÇÃO COM A CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL?”*. Este termo de consentimento contém informações essenciais sobre o estudo e sobre os seus direitos, de modo a facilitar as suas decisões. Caso você aceite e assinatura indicará que você leu e entendeu o conteúdo deste termo, que suas dúvidas foram respondidas e que você concorda voluntariamente em participar do estudo.

O **objetivo do estudo** é saber se o treinamento ajuda, prejudica ou não faz nada com o desempenho físico, fisiológico e classificação funcional.

Nessa pesquisa será gerado um relatório sobre o seu estado de saúde físico com os mesmos equipamentos que são utilizados pelas maiores instituições esportivas e clubes do mundo: **Real Madrid, Barcelona, CBF, NBA e etc ...** e beneficiará atletas, técnicos e todos do esporte paralímpico, por ser uma pesquisa que usará atletas e não atletas, comparando aquele que tem a classificação funcional e o que não tem sobre a saúde e manutenção da saúde da articulação do ombro, quantidade de treinamento, qualidade de treinamento e qualidade de vida.

Métodos

Será realizada uma avaliação de força isocinética (ombro e tronco) em um **dinamômetro isocinético**, onde você vai ficar sentado em uma cadeira, com cintos de segurança na cintura e peito, seu cotovelo fica dobrado e apoiado de forma confortável em um apoio, você vai segurar firme nesse apoio e fazer movimentos igual ponteiro de relógio, para cima e para baixo, para a máquina medir a força do seu ombro (Figura 1).

Figura 1: TESTE ISOCINÉTICO DO OMBRO

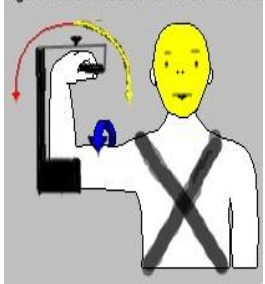


Figura 2: TESTE ISOCINÉTICO DO TRONCO

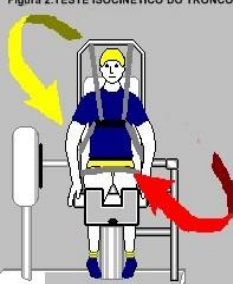


Figura 3: TESTE DE ESPIROMETRIA



Figura 4: TESTE DE FORÇA MANUAL



Para medir a força das costas e abdome (Figura 2) você ficará sentado em uma cadeira, com cintos de segurança nas pernas, cintura e peito, fazendo o movimento para afastar e trazer a cabeça para o joelho. Depois teremos a **Espirometria** (Figura 3): que é um teste onde você fica sentado e sopra bem forte um tubo, assim podemos saber, pela tela do computador, quanto de ar cabe nos seus pulmões e isso vai dizer se você tem muito fôlego ou não tanto para o esporte como para o seu dia a dia.

A **Dinamometria isocinética** é uma metodologia amplamente utilizada no cenário do desempenho esportivo e da reabilitação,

No teste do ombro e tronco, caso a pessoa tenha alguma dor ou desconforto, paramos imediatamente o teste.

Desconfortos e riscos:

A **Dinamometria isocinética** é um procedimento experimental causa um leve e breve desconforto por causa da fadiga muscular, que acabam minutos após o teste. Também existe riscos de queixas de dores musculares durante o uso do dinamômetro devido a má posicionamento na cadeira e cintos muito apertados.

Preparo para a dinamometria

Evite fazer uma refeição pesada pouco antes do exame, pois o estômago cheio pode impedir os pulmões de se expandirem totalmente; Evitar fazer em jejum; Você não deve fumar quatro horas antes do exame; Você não deve se exercitar duas horas antes do exame; No dia do teste, use roupas leves e folgadas.

Contraindicações absolutas para os testes.

- Já teve dores no peito recentes ou um ataque cardíaco
- Toma medicamentos para um problema de pulmão, como a asma.
- Já fez uma cirurgia recente no peito ou no abdômen, ou se você já teve um colapso pulmonar (pneumotórax).
- Infarto agudo do miocárdio nos primeiros 2 dias
- Angina instável (48 a 72 horas sem estabilizar)
- Arritmia complexa não controlada
- Estenose aórtica grave sintomática
- Insuficiência cardíaca descompensada
- Dor limitante da articulação a ser testada,
- lesões agudas, gravidez, aneurisma, **doenças crônicas sem controle** (ex: diabetes, cardiopatias, crise de asma, epilepsia).

Benefícios

Os Benefícios deste estudo estão relacionados com a possibilidade de oferecer mais informações sobre o comportamento físico de acordo com o comprometimento da lesão dos atletas e não atletas, comportamento atual da classificação funcional esportiva todos os testes informarão a situação da saúde articular dos atletas cadeirantes e cadeirantes não atletas, também serão oferecidos aos atletas, comissões técnicas, familiares e participantes, todas as informações dos desempenhos dos participantes nos testes aplicados por meio de relatório, pois alguns dos equipamentos são os mesmos equipamentos utilizados pelas maiores instituições esportivas e clubes do mundo: **Real Madrid, Barcelona, CBF, NBA e etc.**

Assistência em virtude de danos decorrente da pesquisa:

A Resolução Conselho Nacional de Saúde Nº 466 de 2012 define dano associado (ou decorrente) da pesquisa o “agravo imediato ou posterior, direto ou indireto, ao indivíduo ou à coletividade, decorrente da pesquisa”. Ainda a Resolução citada define que “O pesquisador, o patrocinador e as instituições e/ou organizações envolvidas nas diferentes fases da pesquisa devem proporcionar assistência imediata, bem como responsabilizarem-se pela assistência

integral aos participantes da pesquisa no que se refere às complicações e danos decorrentes da pesquisa”.

Indenização

Fica garantido o direito a indenização em caso de danos decorrentes da pesquisa conforme consta na resolução 466 do CONEP.

Fui informado que não me será solicitado qualquer forma de pagamento pela participação no projeto e que os custos de deslocamento são de minha responsabilidade.

Autorizo a divulgação no meio científico dos dados obtidos pela minha participação na pesquisa, estando ciente de que minha identidade não será revelada, sabendo que as imagens obtidas e os dados coletados estarão sob o resguardo científico e o sigilo profissional, e contribuirão para o alcance dos objetivos do estudo.

Os pesquisadores garantem a manutenção do sigilo e da minha privacidade durante todas as fases da pesquisa. Tenho conhecimento que para qualquer esclarecimento ou reclamação posso entrar em contato com Rodrigo Luiz Vancini 27 996126574 (rodrigoluzvancini@gmail.com); Hudson Renato de Paula Oliveira Telefones:27-40097891;11-995600897;27-999130897 (hudsonestacio@hotmail.com).

Para o caso de denúncias e/ou intercorrências na pesquisa entrar em contato com :

Comitê de Ética do Campus de Goiabeiras: Av. Fernando Ferrari, nº 514 - Campus Universitário/Goiabeiras, Sala 07 do Prédio Administrativo do CCHN/UFES, Bairro: Goiabeiras, CEP 29.090-075 Cidade: Vitória/ ES. Telefone: 3145-9820 E-mail: cep.goiabeiras@gmail.com

Este termo será assinado em duas vias, sendo uma para o pesquisador e uma para o participante .

Assinatura do participante : _____

Ass. Pesquisador: _____